

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Departamento de Departamento de Estomatología I



TESIS DOCTORAL

Análisis de la resistencia a la flexión y translucidez de materiales cerámicos
sometidos a envejecimiento artificial

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Marta Carreño Lozano

Directores

Guillermo Pradíes Ramiro
M^a Paz Salido Rodríguez-Manzaneque

Madrid, 2018

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)**



**ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y TRANSLUCIDEZ
DE MATERIALES CERÁMICOS SOMETIDOS A
ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Marta Carreño Lozano

Bajo la dirección de los doctores

Guillermo Pradíes Ramiro

María Paz Salido Rodríguez-Manzaneque

Madrid, 2017

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)**



**ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y TRANSLUCIDEZ
DE MATERIALES CERÁMICOS SOMETIDOS A
ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Marta Carreño Lozano

Bajo la dirección de los doctores

Guillermo Pradíes Ramiro

María Paz Salido Rodriguez-Manzaneque

Madrid, 2017

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)**



**ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y TRANSLUCIDEZ
DE MATERIALES CERÁMICOS SOMETIDOS A
ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Marta Carreño Lozano

Bajo la dirección de los doctores

Guillermo Pradíes Ramiro

María Paz Salido Rodríguez-Manzaneque

Madrid, 2017

D. Guillermo Pradíes Ramiro, Profesor Titular del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid y Dña. María Paz Salido Rodriguez-Manzaneque

Certifica que:

El trabajo de investigación titulado: "Análisis de la resistencia a la flexión y translucidez de materiales cerámicos sometidos a envejecimiento artificial" del que es autora Dña. Marta Carreño Lozano, ha sido realizado en este departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del grado de Doctor en Odontología por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firma el presente certificado en Madrid a 25 de septiembre de 2017.

Fdo. Guillermo Pradíes Ramiro

María Paz Salido Rodriguez-Manzaneque

*Para mis padres, por ser mi ejemplo y mi guía
Para Gabi, por todo lo que significa...*

AGRADECIMIENTOS

A todos lo que me han ayudado.

ÍNDICE

| | |
|--|-----------|
| I.a. ABSTRACT..... | 23 |
| I.b. RESUMEN..... | 25 |
| II. INTRODUCCIÓN..... | 29 |
| II.a. Clasificación de las cerámicas..... | 28 |
| II.a.1. Clasificación de las cerámicas en función de las características estructurales..... | 30 |
| II.a.2. Clasificación de las cerámicas en función de la composición química..... | 31 |
| II.a.3. Clasificación de las cerámicas en función de la técnica de confección..... | 35 |
| II.b. Óxido de zirconio..... | 39 |
| II.b.1. Endurecimiento del óxido de zirconio..... | 41 |
| II.b.2. Procesado del óxido de zirconio..... | 45 |
| II.b.3. Óxido de zirconio como biomaterial..... | 49 |
| II.b.4. Cementación..... | 51 |
| II.b.5. Tratamiento de superficie para la aplicación de la cerámica de recubrimiento..... | 52 |
| II.b.6. Susceptibilidad a la degradación a baja temperatura (LTD)..... | 59 |
| II.c. Disilicato de litio..... | 61 |
| II.d. Resistencia a la flexión..... | 65 |

| | |
|--|----|
| II.e. Translucidez..... | 73 |
| III. JUSTIFICACIÓN y OBJETIVOS..... | 75 |
| IV. HIPÓTESIS DE TRABAJO..... | 79 |
| V. MATERIAL Y MÉTODO..... | 81 |
| V.a. Propiedades mecánicas de las cerámicas empleadas..... | 81 |
| V.b. Confección de las probetas..... | 83 |
| V.c. Diseño de las probetas de óxido de zirconio y óxido de zirconio-alúmina..... | 84 |
| V.d. Diseño de las probetas de disilicato de litio..... | 85 |
| V.e. Clasificación y numeración de las probetas..... | 87 |
| V.f. Croma de las probetas..... | 88 |
| V.g. Translucidez de las probetas..... | 90 |
| V.h. Envejecimiento de las muestras..... | 91 |
| V.i. Metodología de la prueba de resistencia a la flexión en tres puntos..... | 93 |
| V.j. Análisis de las muestras..... | 95 |
| V.j.1. Caracterización Micro-estructural y Química..... | 95 |

| | |
|---|------------|
| Microscopía Electrónica de Barrido | |
| Espectroscopía de dispersión de Rayos X | |
| V.j.2. Caracterización de las fases cristalinas..... | 99 |
| Difracción de Rayos X | |
| V.K. Tratamiento de los datos..... | 100 |
| VI.RESULTADOS..... | 101 |
| VI.a. Caracterización Micro-estructural y Química..... | 101 |
| VI.a.1 Microscopía Electrónica de Barrido..... | 101 |
| VI.a.2. Espectroscopía de dispersión de Rayos X..... | 113 |
| VI.b. Caracterización de las fases cristalinas..... | 118 |
| VI.b.1. Difracción de rayos X..... | 118 |
| VI.c. Translucidez..... | 148 |
| VI.c.1. Estadística descriptiva..... | 148 |
| VI.c.2. Estadística inferencial..... | 149 |
| VI.d. Resistencia a la flexión..... | 152 |
| VI.d.1. Estadística descriptiva..... | 152 |
| VI.d.2. Estadística inferencial..... | 154 |
| VII. DISCUSIÓN..... | 163 |
| VIII. CONCLUSIONES..... | 187 |

| | |
|-------------------------------------|------------|
| IX. RELEVANCIA CLÍNICA | 189 |
|-------------------------------------|------------|

| | |
|---|------------|
| X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 191 |
|---|------------|

| | |
|------------------------|------------|
| XI. ANEXOS..... | 201 |
|------------------------|------------|

| | |
|--|---------|
| Figura 1. Transformación de fase cristalina..... | Pág. 34 |
| Figura 2. Diagrama de fases del zirconio parcialmente estabilizado | Pág. 41 |
| Figura 3. Diferencia del tamaño del grano de óxido de zirconio sinterizado a 1300°C (A) y a 1450°C (B)..... | Pág. 48 |
| Figura 4. Comportamiento de la luz en el interior de una cerámica | Pág. 57 |
| Figura 5. Tamaño de los cristales de disilicato de litio IPS e.max Press e IPS e.max CAD..... | Pág. 62 |
| Figura 6. Pastillas IPS e.max Press de diferentes niveles de translucidez..... | Pág. 63 |
| Figura 7. Probeta para estudio de flexión..... | Pág. 66 |
| Figura 8. Esquema de ensayo a flexión en 3 puntos..... | Pág. 66 |
| Figura 9. Esquema de ensayo a flexión en 3 puntos y 4 puntos..... | Pág. 67 |
| Figura 10. Curva tensión-deformación..... | Pág. 69 |
| Figura 11. Representación gráfica de fractura frágil y fractura dúctil.... | Pág. 71 |
| Figura 12. Preparación de las probetas de zirconio HIP DC-Cercon..... | Pág. 85 |
| Figura 13 y 14. Probeta terminada de zirconio HIP DC-Cercon | Pág. 85 |

| | |
|--|---------|
| Figura 15. Horno para inyectado de las probetas de Disilicato de Litio..... | Pág. 86 |
| Figura 17. Análisis del color de la cerámica HIP DC-Zircon..... | Pág. 89 |
| Figura 18. Análisis del color de la cerámica DC-Shrink..... | Pág. 89 |
| Figura 19. Análisis del color de la cerámica GC Initial ST..... | Pág. 89 |
| Figura 20. Análisis del color de la cerámica GC Initial HT..... | Pág. 90 |
| Figura 21. Análisis del color de la cerámica IPS e.max Press LT..... | Pág.90 |
| Figura 22. Espectrofotómetro UV-1800 UV-VIS Shimadzu, Jenck S.A..... | Pág.90 |
| Figura 23 y 24. Probeta de cerámica dentro del espectrofotómetro..... | Pág.91 |
| Figura 25. Máquina de termociclado..... | Pág.92 |
| Figura 26 y 27. Dispositivo antes de realizar la prueba de flexión en tres puntos, visión frontal y lateral..... | Pág.94 |
| Figura 28 y 29. Muestra de cerámica en el dispositivo antes de realizar la prueba de resistencia a la flexión en tres puntos, visión frontal y lateral..... | Pág. 95 |
| Figura 30 y 31. Microscopio óptico para seleccionar la superficie a analizar..... | Pág. 96 |
| Figuras 32, 33, 34 y 35. Muestra de cerámica en la metalizadora para el recubrimiento mediante electrodeposición..... | Pág. 97 |
| Figuras 36, 37, 38 y 39. Probeta alojada en la mordaza antes de introducirse en el Microscopio Electrónico de Barrido JSM-6400 Scanning Microscope | Pág. 98 |
| Figura 40. Ordenador personal Hewlett-Packard..... | Pág. 99 |
| Figuras 41, 42 y 43. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro a 10.000 aumentos..... | Pág.101 |
| Figuras 44, 45 y 46. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal a 5000 aumentos, detalle de dos granos a 10.000 aumentos..... | Pág.102 |

| | |
|--|----------|
| Figuras 47, 48 y 49. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido a 1000 y 5000 aumentos, detalle de un grano..... | Pág. 103 |
| Figuras 50, 51 y 52. Imágenes de MEB de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink estado basal a 5000 y 10.000 aumentos, detalle de dos poros..... | Pág. 104 |
| Figuras 53 y 54. Imágenes de MEB de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink estado basal a 5000 y 10.000 aumentos, detalle de un grano... | Pág. 105 |
| Figuras 55 y 56. Imágenes de MEB de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink estado basal y envejecido a 5000 aumentos..... | Pág. 105 |
| Figuras 57 y 58. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina ST GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un grano..... | Pág. 104 |
| Figuras 59 y 60. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina ST GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro..... | Pág. 107 |
| Figuras 61, 62 y 63. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon (arriba a la izquierda), de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (arriba a la derecha) y zirconio-alúmina ST GC-Initial a 5000 aumentos, comparativa de la homogeneidad de superficie..... | Pág. 108 |
| Figuras 64 y 65. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina ST GC-Initial en estado basal y envejecido a 5000 aumentos..... | Pág. 109 |
| Figuras 66 y 67. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina HT GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro..... | Pág. 107 |
| Figuras 68 y 69. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina HT GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un grano..... | Pág. 110 |
| Figuras 70, 71, 72 y 73. Imágenes de MEB de óxido de HIP DC-Zircon (arriba a la izquierda), de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (arriba a la derecha), zirconio-alúmina GC-Initial ST (abajo a la izquierda) y zirconio-alúmina GC-Initial HT (abajo a la derecha) a 5000 aumentos, comparativa de la homogeneidad de superficie..... | Pág. 111 |
| Figuras 74 y 75. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina HT GC-Initial en estado basal y envejecido a 5000 aumentos..... | Pág. 111 |

| | |
|---|----------|
| Figuras 76 y 77. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un grano..... | Pág. 112 |
| Figuras 78 y 79. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro..... | Pág. 112 |
| Figuras 80 y 81. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT envejecido a 5000 aumentos, detalle de un poro..... | Pág. 111 |
| Figuras 82 y 83. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT en estado basal y envejecido a 5000 aumentos..... | Pág. 113 |
| Figura 84. Mapa de elementos de zirconio HIP DC-Zircon..... | Pág. 114 |
| Figura 85. Mapa de elementos de zirconio presinterizado DC-Shrink..... | Pág. 114 |
| Figura 86. Mapa de elementos de zirconio-alúmina ST GC-Initial..... | Pág. 115 |
| Figura 87. Mapa de elementos de zirconio-alúmina HT GC-Initial..... | Pág. 116 |
| Figura 88. Mapa de elementos de disilicato de litio e.max Press LT..... | Pág. 117 |
| Figura 89. Difractograma óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal..... | Pág. 118 |
| Figura 90. Fases cristalinas óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal..... | Pág. 119 |
| Figura 91. Difractograma óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal | Pág. 121 |
| Figura 92. Fases cristalinas óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal..... | Pág. 122 |
| Figura 93. Difractograma óxido de zirconio translucido GC ST en estado basal | Pág. 124 |
| Figura 94. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC ST en estado basal | Pág. 125 |

| | |
|---|----------|
| Figura 95. Difractograma óxido de zirconio translucido GC HT en estado basal | Pág. 127 |
| Figura 96. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC HT en estado basal | Pág. 128 |
| Figura 97. Difractograma óxido de zirconio HIP DC-Zircon en envejecido..... | Pág. 129 |
| Figura 98. Fases cristalinas óxido de zirconio HIP DC-Zircon en envejecido..... | Pág. 128 |
| Figura 99. Difractograma óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecido..... | Pág. 132 |
| Figura 100. Fases cristalinas óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecido..... | Pág. 133 |
| Figura 101. Difractograma óxido de zirconio translucido GC ST en envejecido..... | Pág. 135 |
| Figura 102. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC ST envejecido..... | Pág. 136 |
| Figura 103. Difractograma óxido de zirconio translucido GC HT en envejecido..... | Pág. 138 |
| Figura 104. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC HT envejecido..... | Pág. 137 |
| Figura 105. Difractograma disilicato de litio e.max Press en estado basal | Pág. 140 |
| Figura 106. Fases cristalinas disilicato de litio e.max Press en estado basal | Pág. 141 |
| Figura 107. Difractograma disilicato de litio e.max Press envejecido | Pág. 144 |
| Figura 108. Fases cristalinas disilicato de litio e.max Press envejecido..... | Pág. 145 |

| | |
|--|----------|
| Figura 109. Representación de diagrama de cajas..... | Pág. 149 |
| Figura 110. Representación de diagrama de cajas..... | Pág. 154 |
| Figura 111. Modelo del cambio de radio de una grieta por precipitado de elementos solubles, modificación de Tomozaw de 1996..... | Pág. 172 |
| Figuras 112, 113, 114 y 115. Imágenes de MEB de óxido de HIP DC-Zircon (arriba a la izquierda), de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (arriba a la derecha), zirconio-alúmina GC-Initial ST (abajo a la izquierda) y zirconio-alúmina GC-Initial HT (abajo a la derecha) a 5000 aumentos, comparativa de la homogeneidad de superficie..... | Pág. 175 |
| Figura 116. Valores de transmisión de 3Y-TZP a 555 nm de longitud de onda..... | Pág. 176 |
| Figura 117. Representación gráfica del número de cristales por grano y su difractograma..... | Pág. 179 |
| | |
| Tabla 1. Sistemas de cerámica Aluminosas..... | Pág. 33 |
| Tabla 2. Sistemas de cerámica Zirconiosas..... | Pág. 34 |
| Tabla 3. Sistemas de cerámica sinterizadas..... | Pág. 35 |
| Tabla 4. Valores de Transmisión para los grupos estudiados (Unidades Angstrom)..... | Pág. 58 |
| Tabla 5. Propiedades DC-Zircon® (DCS)..... | Pág. 81 |
| Tabla 6. Propiedades DC-Shrink® (DCS). Estos valores se refieren al material después del sinterizado..... | Pág. 82 |
| Tabla 7. Propiedades GC Initial Zirconia ST®..... | Pág. 82 |
| Tabla 8. Propiedades GC Initial Zirconia HT®..... | Pág. 82 |
| Tabla 9. Propiedades disilicato de litio IPS e.max Press®LT..... | Pág. 83 |
| Tabla 10. Fórmula de saliva artificial..... | Pág. 93 |
| Tabla 11. Elementos de zirconio HIP DC-Zircon..... | Pág. 114 |
| Tabla 12. Elementos de zirconio presinterizado DC-Shrink..... | Pág. 115 |
| Tabla 13. Elementos de zirconio-alúmina ST GC-Initial..... | Pág. 116 |
| Tabla 14. Elementos de zirconio-alúmina HT GC-Initial..... | Pág. 117 |

| | |
|--|----------|
| Tabla 15. Elementos de disilicato de litio e.max Press LT..... | Pág. 118 |
| Tabla 16. Mediciones de transmitancia de las diferentes cerámicas... | Pág. 148 |
| Tabla 17. Media y desviación estándar (DE) de la transmitancia de las cerámicas estudiadas..... | Pág. 148 |
| Tabla 18. Resistencia a la flexión en 3 puntos (MPa)..... | Pág. 153 |
| Tabla 19. Media (MPa) y desviación estándar (DE) de la resistencia a la flexión en tres puntos de los sistemas analizados antes y después del envejecimiento..... | Pág. 153 |
| Tabla 20. Módulo de Weibull para todas las cerámicas..... | Pág. 162 |
| Tabla 21. Valores de resistencia a la flexión y translucidez de las cerámicas empleadas..... | Pág. 169 |
| Tabla 22. Valores de la resistencia a la flexión en MPa aportados por la casa comercial y los obtenidos en el estudio..... | Pág. 169 |
| Tabla 23. Valores del Módulo de Weibull,..... | Pág. 174 |
| Tabla 24. Tamaño de grano y poros de las diferentes cerámicas del estudio..... | Pág. 178 |
| Tabla 25. Valores de las variables analizadas para las diferentes cerámicas..... | Pág. 186 |

Background: For more than a decade, the development of new materials and the CAD-CAM technology have revolutionized dental treatment.

Ceramic materials with high strength, have the disadvantage of high opacity, so we have developed several mechanisms to increase translucency and thus improve the optical properties of these materials as: doping with polyethyleneimine and alumina, decreasing grain size, decreasing the pores, developing a tetragonal structure microcrystals oxide homogeneous zirconium to reduce light scattering, increasing the sintering temperature of 1550 ° C, using powder particles 40 nm and increasing the cubic phase in the zirconia.

The development of these type of ceramics allows develop monolithic restorations full contour reducing many of the problems of ceramic restorations, thereby reducing the possibility of fracture restoration, eliminate stages in the manufacturing process and thus minimize errors, reduce costs and make more conservative tooth preparations.

Purpose: the main objective is to evaluate the flexural strength in 3 points and the translucency of different ceramic materials as well as to analyze the relationship between both variables, before and after being subjected to artificial aging.

Material and Methods: 124 samples of ceramic are manufactured, Zirconium HIP post-sintered DC-Zircon (DCS Dental AG), Zirconium pre-sintered DC-Shrink (DCS Dental AG), GC Initial Zirconia ST, GC Initial Zirconia HT and lithium disilicate IPS e.max Press LT. Half of the specimens of each ceramic are subject to 10,000 cycles thermocycling in 2 containers with artificial saliva at temperatures of 5 ° C and 55 ° C respectively. Each cycle lasts 20 seconds with 20 seconds recovery time. The ISO 6872 specifications for testing of flexural strength in 3 points are followed. The samples are observed by Scanning Electron Microscopy (SEM) to obtain a morphological description of

the surface of the ceramic and make an identification complete of all components by dispersive spectroscopy X-ray. Qualitative analysis of the crystal phases presents in each type of ceramic before and after aging is done by X-ray diffraction.

Results: One-way ANOVA test was performed to compare the flexural strength at three points of the different groups studied. The level of significance used in all tests was 5% (p valor = 0.05). The HIP zirconia aged DC-Zircon is more resistant to flexural strength than any other ceramic groups. Zirconium oxide HIP DC-Zircon at baseline is more resistant to flexural strength than zirconium oxide pre-sintered DC Shrink basal and aged, the zirconia-alumina GC ST and HT but only at baseline, and lithium disilicate basal and aged. The flexural strength of dental ceramics studied not decrease with artificial aging. Lithium disilicate e.max Press LT basal and aged is statistically less resistant to flexural strength than any other ceramic studied.

No differences in morphology of the surface of any of ceramics are evidenced by SEM before or after aging, in the analysis of the crystalline phases by X-ray diffraction, no monoclinic phase is identified in the translucent zirconia in the basal state, yes in post-sintered HIP zirconium DC-Zircon and in pre-sintered Zirconium DC-Shrink. The monoclinic phase is identified in all zirconium ceramics after thermocycling, from highest to lowest quantity: Zirconium HIP post-sintered DC-Zircon, Zirconium pre-sintered DC-Shrink, GC Initial Zirconia ST and GC Initial Zirconia HT.

Conclusions: within the limits of this study, the outcomes demonstrated that the flexural strength at three points of ceramic zirconium oxide studied not decrease with increasing translucency or after artificial aging.

The zirconia ceramic HIP DC Zircon has a flexural strength greater than other ceramics studied and lithium disilicate has a flexural strength lower than the rest of the ceramic studied.

Key Words: HIP zirconia, zirconium oxide translucent, lithium disilicate, flexural strength and translucency.

I.b. RESUMEN

Antecedentes: actualmente hablar de restauraciones estéticas indirectas de recubrimiento total, implica hablar de cerámicas sin metal. Desde hace más de una década, la aparición de nuevas formulaciones de cerámicas y el establecimiento definitivo de la aplicación de la tecnología CAD-CAM han revolucionado los tratamientos dentales.

Los materiales cerámicos de alta resistencia, tienen el inconveniente de ser materiales con una gran opacidad, por lo que se han desarrollado diversos mecanismos para aumentar la translucidez y por tanto mejorar las propiedades ópticas de estos materiales como el dopaje con polietilenamina y alúmina, la disminución del tamaño de grano, la disminución de los poros, desarrollando una estructura tetragonal de microcristales de zirconia homogénea para reducir la dispersión de luz, aumentando la temperatura de sinterización a 1550°C, utilizando polvo de partículas 40 nm y aumentando la fase cúbica en la zirconia.

El desarrollo de este tipo de cerámicas translúcidas permite realizar restauraciones monolíticas de contorno completo sin necesidad de estratificar las estructuras, reduciendo por lo tanto muchos de los problemas de las restauraciones totalmente cerámicas, así disminuir la posibilidad de la fractura de la restauración, eliminar fases en el proceso de fabricación y por lo tanto minimizar errores, abaratar costes y hacer preparaciones dentarias más conservadoras.

Objetivo: el objetivo principal es evaluar la resistencia a la flexión en 3 puntos y la translucidez de diferentes materiales cerámicos así como analizar la relación entre ambas variables, antes y después de ser sometidos a envejecimiento artificial.

Material y método: se fabricaron 124 probetas de las siguientes cerámicas; Zirconio HIP post sinterizado DC-Zircon (DCS Dental AG), Zirconio presinterizado DC-Shrink (DCS Dental AG), GC Initial Zirconia ST, GC Initial Zirconia HT y Disilicato de litio IPS e.max Press LT. La mitad de las probetas de

cada cerámica se sometieron a 10.000 ciclos de termociclado en dos cubas que contenían saliva artificial a temperaturas de 5°C y 55°C respectivamente. Cada ciclo se realizó durante 20 segundos con 20 segundos de recuperación. A continuación se realizó un test de flexión en tres puntos hasta la fractura siguiendo la norma ISO 6872. Posteriormente se realizó la observación directa mediante Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) asistida por ordenador para obtener una descripción morfológica de la superficie de la cerámica y realizar una identificación completa de todos los componentes mediante espectroscopía de dispersión de rayos X. Se realizó un análisis cualitativo de las fases cristalinas presentes en cada tipo de cerámica antes y después del envejecimiento mediante difracción de rayos X.

Resultados: se realizó la prueba de ANOVA de un factor para comparar la resistencia a la flexión en tres puntos de los diferentes grupos estudiados. El nivel de significación empleado en todos los análisis fue del 95% ($\alpha = 0.05$). El óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido es más resistente a la flexión que cualquiera de los otros grupos cerámicos. El óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal es más resistente a la flexión que el óxido de zirconio presinterizado DC Shrink basal y envejecido, que el óxido de zirconio-alúmina GC ST y HT, pero sólo en estado basal, y que el disilicato de litio basal y envejecido. No existe diferencia en la resistencia a la flexión antes o después del envejecimiento para ninguna de las cerámicas estudiadas. El óxido de zirconio presinterizado DC Shrink basal y envejecido es más resistente que el disilicato de litio basal y envejecido. El disilicato de litio e.max Press LT basal y envejecido es menos resistente que cualquiera de los otros grupos cerámicos estudiado.

No se evidencian diferencias en la morfología de la superficie de ninguna de las cerámicas mediante MEB antes o después del envejecimiento, en el análisis de las fases cristalinas mediante difracción de rayos X, no se identifica fase monoclinica en las zirconas translúcidas en estado basal, sí en el zirconio

HIP post sinterizado DC-Zircon y en el Zirconio presinterizado DC-Shrink. Se identifica fase monoclinica en todas las cerámicas de zirconio tras termociclado, de mayor a menor cantidad: Óxido de zirconio HIP DC-Zircon, óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink, Óxido de zirconio translucido GC ST y Óxido de zirconio translucido GC HT.

Conclusiones: dentro de los límites de este estudio, los resultados demuestran que la resistencia a la flexión en tres puntos de las cerámicas estudiadas de óxido de zirconio, no disminuye al aumentar la translucidez ni varía tras ser sometida a envejecimiento artificial con termociclado.

La cerámica de óxido de zirconio HIP DC Zircon tiene una resistencia a la flexión mayor que el resto de las cerámicas estudiadas y la cerámica de disilicato de litio tiene una resistencia a la flexión menor que el resto de las cerámicas estudiadas.

Palabras clave: óxido de zirconio HIP, óxido de zirconio translúcido, disilicato de litio, resistencia a la fractura, translucidez.

II. INTRODUCCIÓN

Actualmente hablar de restauraciones estéticas indirectas de recubrimiento total, implica hablar de cerámicas sin metal. Desde hace más de una década, la aparición de nuevos materiales y el desarrollo de la tecnología CAD-CAM han revolucionado los tratamientos dentales.

Han sido tan importantes los cambios y aportaciones en este campo en los últimos años que en la actualidad existen multitud de sistemas con el objetivo de conseguir un material cerámico que tenga no sólo un alto nivel estético y de aceptación de los tejidos blandos, sino también la suficiente resistencia para ampliar las indicaciones de estos materiales en áreas más extensas o en pacientes con alto requerimiento mecánico como es el caso de pacientes bruxómanos.

El término “cerámica” se define como material de naturaleza inorgánica, de origen mineral, no metálico, que se procesa mediante calor, en un horno o al fuego . Con frecuencia en la práctica diaria se usan indistintamente los términos cerámica y porcelana, aunque esta última hace referencia a las cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas debidamente seleccionadas, que una vez cocidas, presentan menos porosidad, mejores propiedades mecánicas, con un excelente aspecto y acabado superficial (1).

Etimológicamente cerámica proviene del griego “Keramos” cuyo significado es material quemado. Así cerámica es el “Arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana, de todas clases y calidades”. Porcelana proviene del italiano “porcellana”, haciendo referencia a la loza fina, transparente, clara, creada en China e imitada en Europa (2).

Durante su procesado no tiene porque haber fusión total de los componentes, por lo que se puede hablar de sinterizado. Aunque este

término procede del ámbito de los metales y define la aproximación y reciclado de polvos metálicos, es un concepto que se ha extendido y puede aplicarse también a otros materiales como los cerámicos, que se manejan en forma de polvos. Es un proceso por el que las partículas sometidas a presión y alta temperatura, pero inferior a la de fusión completa, quedan unidas superficialmente mediante la formación de puentes de hidrógeno .

Las cerámicas dentales, se caracterizan por ser biocompatibles, resistentes a la corrosión, no reaccionar con los líquidos ni con los ácidos y presentar buena resistencia a la flexión y a la fractura (3). Su principal característica, que permite utilizarlas como material restaurador, es su naturaleza refractaria y sus propiedades ópticas como la translucidez y transmisión de luz (4).

II. a. Clasificación de las cerámicas

La literatura odontológica, recoge varias clasificaciones de las cerámicas siguiendo diferentes parámetros como su composición química, el método de fabricación, la temperatura de fusión, la microestructura, su uso e indicaciones, la translucidez, la resistencia y la abrasividad entre otros (5).

II.a.1. Clasificación en función de las características estructurales

Las cerámicas se componen de una matriz vítrea o red de sílice, feldespato potásico, feldespato sódico o ambos, que actúa como matriz aglutinante que mantiene unido el conjunto y de la cual dependen sus propiedades ópticas y estéticas, en la que se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados o en fase cristalina las cuales mejoran las propiedades mecánicas y afectan al comportamiento óptico de la porcelana.

Cualquier material cuyos átomos se encuentran ordenados según patrones preestablecidos, constituyendo celdas elementales geométricas que se repiten en el espacio de forma uniforme, es un cristal (6).

La gran mayoría de las cerámicas dentales, tienen una estructura mixta, es decir, están formadas por una matriz vítrea cuyos átomos están desordenados, en la que se encuentran partículas más o menos grandes de minerales cristalizados ⁽⁷⁾. Pero en general, las cerámicas de alta estética son fundamentalmente vítreas y las de alta resistencia cristalina .

De esta forma se pueden distinguir:

- *Porcelanas predominantemente vítreas*: formadas hasta un 80% de fase vítrea y un 20% de cristales de óxido de sílice y/o aluminio. Presentan unas excelentes propiedades ópticas con una translucidez y transmisión de luz similares al diente natural pero una baja resistencia. Dentro de este grupo se engloban las cerámicas feldespáticas para la confección de carillas o recubrimiento de prótesis ceramo-metálicas.
- *Vidrios rellenos de partículas*: son porcelanas de resistencia media, donde la matriz vítrea constituye el 25% y la fase cristalina el 75% formada por cristales de disilicato de litio, óxido de aluminio u óxido de zirconio.
- *Cerámicas policristalinas*: formadas en su totalidad por cristales de óxido de zirconio u óxido de aluminio, por lo que presentan excelentes propiedades mecánicas. (8)

II.a.2. Clasificación en función de la composición química

El comportamiento mecánico y estético de un sistema cerámico depende directamente de su composición química, así distinguimos tres grandes grupos en función de la composición: cerámicas feldespáticas, cerámicas aluminosas y cerámicas circoniosas .

1. Cerámicas feldespáticas:

Las primeras porcelanas de uso dental tenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato, cuarzo y caolín. Actualmente estas cerámicas constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida caolín (9). El

feldespato es el responsable de la translucidez de la porcelana y el cuarzo constituye la fase cristalina. El caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida, para disminuir la temperatura de sinterización se añaden fundentes y pigmentos para obtener distintas tonalidades.

Como consecuencia de esta composición presentan excelentes propiedades ópticas, que permiten obtener resultados muy estéticos.

La composición de estas cerámicas, se fue modificando con el fin de obtener nuevos materiales que tuvieran una tenacidad adecuada para confeccionar restauraciones totalmente cerámicas, surgiendo las cerámicas feldespáticas de alta resistencia. Poseen un alto contenido en feldespato pero incorporan a la masa cerámica determinados elementos como leucita, disilicato de litio y ortofosfato de litio entre otros, que aumentan su resistencia mecánica la cual está en el rango de 100-300 MPa.

Dentro de este grupo encontramos:

- Optec-HSP® (Jeneric®/Pentron®, Incorporated, 53 North Plains Industrial Road, P.O. Box 724, Wallingford, USA), Fortress® (Myron Int, Kansas City, USA) e IPS Empress®I (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): deben su resistencia a la incorporación de cristales de leucita.
- IPS Empress®II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio
- IPS e.max®Press/CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): es una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio, con una mayor resistencia a la fractura que Empress®II debido a una mayor homogeneidad de fase cristalina.

2. Cerámicas aluminosas:

En estas cerámicas se incorporan cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo. Estos cristales mejoran notablemente las propiedades mecánicas de la cerámica, pero se produce

un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, actualmente estas cerámicas se reservan exclusivamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr resultados estéticos.

Algunos de los sistemas más representativos son

| | |
|-------------------|---|
| In-Ceram®Alumina | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| In-Ceram®Spinell | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| In-Ceram®Zirconia | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| Procera®AllCeram | Nobel Biocare, Zurich, Suiza |

Tabla 1. Sistemas de cerámica Aluminosas

3. Cerámicas circoniosas:

Estas cerámicas están compuestas por óxido de zirconio (ZrO_2) parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y_2O_3). El óxido de zirconio también se conoce químicamente con el nombre de circona.

La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado <<transformación resistente>>. Este fenómeno descrito por R.C Garvie en 1975 (10)⁽⁶⁾ consiste en que el zirconio parcialmente estabilizado ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasando de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. De esta

forma se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura.

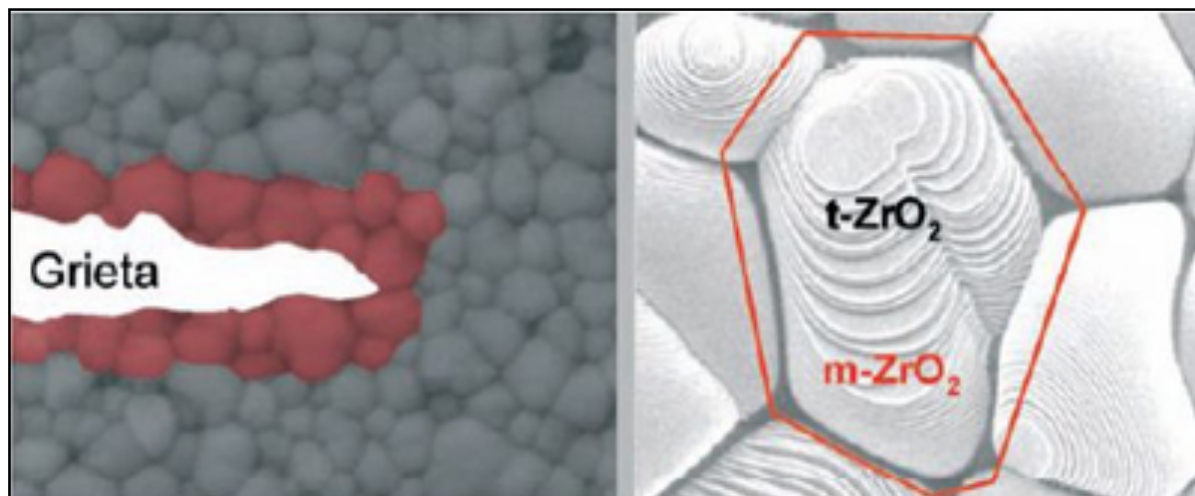


Figura 1. Transformación de fase cristalina

Estas excelentes características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaboración de prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico.

A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación (11) .

| | |
|------------------|---|
| DC-Zircon® | DCS Dental AG, Gewerbestrasse 24, Switzerland |
| Cercon® | Dentply International, 221 W. Philadelphia Street, Box 872, York, USA |
| In-Ceram®YZ | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| Procera®Zirconia | Nobel Biocare, Zurich, Suiza |
| Lava® | 3M Espe, St. Paul, Minnesota, USA |
| IPS e.max®ZirCAD | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein |

Tabla 2. Sistemas de cerámica circoniosas

II.a.3. Clasificación en función de la técnica de confección

Según el método de fabricación, las cerámicas para restauraciones dentales se clasifican en condensadas y sinterizadas sobre muñón refractario, infiltradas, inyectadas y mecanizadas o CAD-CAM.

1. Condensación sobre muñón refractario o técnica de sinterización:

Se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo duplicado del modelo primario, mediante un material refractario que no sufre variaciones dimensionales al someterlo a las temperaturas de cocción de la cerámica. La cerámica se aplica directamente sobre estos troqueles termo resistentes. Una vez sinterizada, se elimina el muñón y se coloca la restauración en el modelo primario para realizar las correcciones finales.

En esta técnica se utiliza principalmente la porcelana feldespática, utilizada mayoritariamente como cerámica de recubrimiento. Comercialmente se presentan en polvos que una vez combinados con agua o una mezcla de agua y glicerina, permiten ser modelados por medio de un pincel. Las partículas de porcelana se unen durante la condensación mediante la acción capilar. Cuando la masa se calienta a altas temperaturas, las partículas se unen mediante sinterización y forman la restauración. Como ejemplos de estas cerámicas encontramos:

| | |
|-----------------|--|
| IPS® Classic | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchenstein |
| IPS® inLine | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchenstein |
| IPS® d. sign | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchenstein |
| Vita® VM 13 | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| Vita® Omega 900 | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach |

| | |
|-------------|--|
| | 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| Vita® VMK95 | Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Postfach 1338 D-79704 Bad Säckingen |
| Ceramco® | Dentply International, 221 W. Philadelphia Street, Box 872, York, USA |
| Noritake® | Kuraray Noritake Dental Inc. Tokyo, Osaka, Japan |

Tabla 3. Sistemas de cerámica sinterizadas

2. Cerámicas infiltradas

Las restauraciones cerámicas infiltradas, son utilizadas para producir núcleos cerámicos o estructuras libres de metal.

En el proceso es utilizado un polvo de finas partículas con alto contenido de óxido de aluminio conocido como barbotina. Este es humedecido y aplicado sobre un modelo de yeso refractario que por capilaridad elimina el exceso de humedad.

Esa masa de material aglomerado, es esculpida y parcialmente sinterizada formando una estructura cristalina organizada, pero muy porosa y débil, posteriormente se realiza un proceso de infiltración con vidrio fundido de baja viscosidad, conocido como vidrio de lantano, que a medida que se funde, se va colando en los intersticios de la alúmina mediante acción capilar, produciendo una estructura con mayor resistencia.

Posteriormente esta estructura es recubierta con cerámica feldespática de una manera similar a la descrita anteriormente con la técnica de condensación y sinterización.

Este sistema fue desarrollado desde 1989 por la casa comercial VITA® (Zahnfabrik, Alemania) conocido como el sistema In-Ceram® el cual ofrece tres variantes Vita In-Ceram Alúmina, Vita In-Ceram Spinell y Vita In-Ceram

Zirconio (12).

3. *Cerámicas inyectadas*

Los sistemas cerámicos inyectados o termoprensados utilizan para su elaboración el método de la cera perdida.

Se obtiene un modelo en yeso de la preparación dental, sobre el cual se realiza un encerado de la restauración deseada, este se reviste y se lleva a un horno especial. Una vez que se alcanza la temperatura deseada se inyecta la cerámica en el molde obtenido del revestimiento.

Esta técnica es utilizada para realizar estructuras completamente cerámicas que posteriormente se completarán con cerámica condensada y sinterizada o se pueden hacer restauraciones con anatomía y contornos completos para ser maquilladas con pigmentos para generar las características ópticas deseadas.

Se desarrollaron dentro de este sistema IPS Empress® I (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) que utilizaba pastillas de cerámica feldespática reforzada con leucita e IPS Empress® II, que utilizaba pastillas de disilicato de litio. En la actualidad se comercializa IPS e-Max Press ® con el disilicato de litio modificado como componente principal.

4. *Cerámicas mecanizadas*

La tecnología CAD/CAM es un método de producción que aúna la tecnología digital para aplicarlo tanto en el diseño como en la fabricación de las restauraciones. Esta tecnología se utiliza en multitud de campos en ingeniería desde hace varias décadas.

Estos sistemas se introdujeron en el campo de la odontología en 1971 y fue en la década de los ochenta cuando Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza) y Brandestini Inc., Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec (13). Desde entonces comienzan a desarrollarse gran cantidad de sistemas cada vez más sofisticados,

simplificando las fases de laboratorio y utilizando materiales que no pueden ser manejados con las técnicas convencionales.

Los sistemas CAD-CAM, denominados (14) así por sus iniciales en inglés: Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing. Constan de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado ⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾:

a. Digitalización:

Es el método por el cual se obtiene el registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner. El registro puede obtenerse de forma intraoral sin necesidad de tomar impresiones o de forma extraoral, obtenido de una impresión convencional de la preparación dental.

Actualmente, en función de la tecnología de lectura, existen dos tipos de escáner extraoral, los de contacto y los ópticos.

En el escáner óptico se obtiene la imagen tridimensionalmente a partir de un proceso llamado triangulación activa, proceso por el cual el sensor del escáner capta la información. Se genera una luz sobre la preparación que es proyectada para que el sensor del escáner capte la información dependiendo del ángulo de proyección y del patrón de sombras que se genera.

En el escáner táctil o de contacto, la preparación dentaria en el modelo maestro es recorrido mecánicamente por un sensor que toca puntualmente la superficie que se quiere medir o es arrastrada sobre ella. Estos escáneres no se ven afectados por las características ópticas de la superficie del objeto, pero si se pueden ver afectados por sus características físicas. Además, debido a la necesidad de contacto con toda la superficie del objeto, estos escáneres tienden a ser lentos.

Pueden ser de tres tipos:

- Máquina de medición por coordenadas (CMM): la precisión es normalmente de 1-2 micras, un orden de magnitud más que la precisión de un escáner óptico, al menos en el eje X-Y, a día de hoy. En el eje Z

(altura) pueden llegar a tener una exactitud similar a los ópticos.

- Brazo articulado: se trata de un brazo articulado con una sonda en un extremo y sensores angulares muy precisos en las articulaciones. A partir de la orientación de esas articulaciones se reconstruye la posición de la punta de la sonda. Es útil para medir formas libres u objetos completos.
- Combinación de CMM y brazo articulado: son aparatos iguales a una CMM pero cuyo brazo, en vez de ser rígido, es un brazo articulado.

b. Diseño:

El programa de digitalización y diseño es proporcionado por cada sistema específico. Se traslada la información obtenida con el escáner al programa para diseñar la restauración. Este diseño es almacenado en un archivo y puede ser enviado al centro de producción o al equipo de procesado para que se mecanice la estructura.

c. Mecanizado:

Los sistemas se diferencian fundamentalmente en el tipo de recogida de datos tridimensionalmente, es decir en la fase de digitalización. Por el contrario, la fabricación automatizada de las restauraciones es muy similar en todos los sistemas y consiste en una máquina de control numérico con dispositivos específicos para el material de fresado, que son móviles.

Los equipos de mecanizado se distinguen por el número de ejes de tallado en función de la posibilidad de movimientos espaciales que permitan, así pues, las fresas de los diferentes sistemas poseerán distintos ejes espaciales de movimiento, en función de los cuales mejoraremos los resultados de precisión y tiempo empleados.

II.b. Óxido de Zirconio

Las investigaciones actuales van dirigidas a la obtención de una cerámica que sea capaz de soportar las fuerzas oclusales, con una óptima estética y excelente biocompatibilidad, centrándose en los sistemas cerámicos

basados en óxido de zirconio elaborados con tecnología CAD/CAM, aunándose las excelentes propiedades físicas y mecánicas de este material junto con la gran precisión del procesamiento.

El zirconio (Zr), elemento metálico de transición, de número atómico 40, masa atómica de 91.22 (g/mol), de aspecto brillante y excepcionalmente resistente a la corrosión, procede de la palabra árabe <<zargón>>, que significa <<de color dorado>>, que a su vez deriva de las palabras persas: <<zar>> (oro) y <<gun>> (color) (15).

El zirconio puro existe en forma cristalizada como un metal blanco y, de forma amorfa, como un polvo negro-azulado. Posee una densidad de 6.49 g/cm³, un punto de fusión 1885°C (2128°K) y un punto de ebullición de 4409°C (4682°K). El compuesto metálico óxido de zirconio, fue descubierto por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1789 y fue aislado por otro químico, el sueco Jacob Berzelius, en 1824 (16).

En la actualidad el zirconio se usa ampliamente para propósitos industriales, pero la investigación y desarrollo del zirconio como biomaterial, empezó a finales de la década de 1960, cuando Helmer Driskell publicó el primer artículo dedicado a las aplicaciones biomédicas de este material. En los primeros años de los 70, hubo una problemática sentida en el campo de la ortopedia que se refería a la búsqueda de materiales que pudieran proteger los implantes metálicos de la corrosión y el anuncio en 1975 del descubrimiento de la transformación por transición de fase (17) abrió nuevas perspectivas al uso de los materiales cerámicos.

Desde entonces, la investigación, basada en el trabajo de Garvie y Nicholson (18) que permitió lograr mejores propiedades mecánicas de este material, se ha centrado en la cerámica de zirconio parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP), que presenta una gran

biocompatibilidad y resistencia a la fractura.

Desde el diagrama de fases establecido por Scott (19), el óxido de zirconio estabilizado con 3% mol itrio, contiene cierta cantidad de fase cúbica. Chevalier y cols.(20) demostraron que la presencia de fase cúbica no es deseable para aplicaciones biomédicas y es producida por una distribución no homogénea de los iones de itrio estabilizadores.

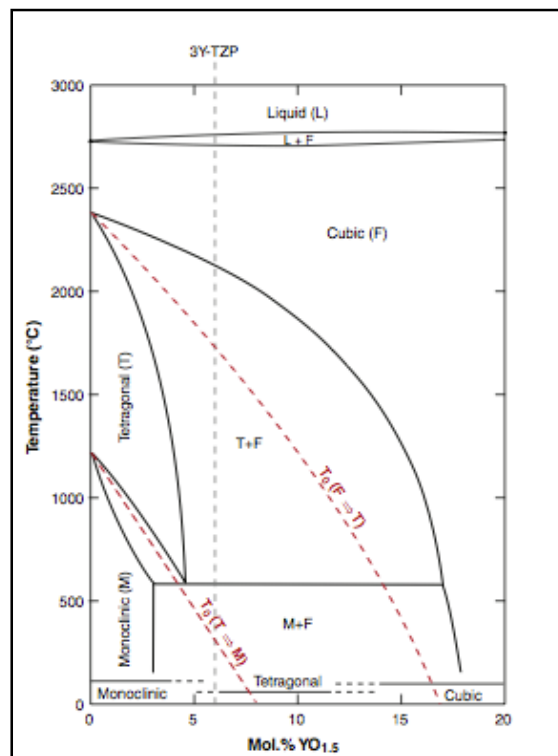


Figura 2. Diagrama de fases del zirconio parcialmente estabilizado

II.b.1. Endurecimiento del óxido de zirconio:

Existen diferentes mecanismos de endurecimiento en los materiales dentro de la ingeniería: uno de estos mecanismos es el endurecimiento por transformación, que junto con los mecanismo de microfracturas y desviación de grietas, son los mecanismos de endurecimiento predominantes en la cerámica de óxido de zirconio (21).

El retículo cristalino del zirconio está caracterizado por tres formas

cristalográficas distintas, propiedad conocida como polimorfismo. Tales formas o fases son: la monoclinica (m), la cúbica (c) y la tetragonal (t), cada una caracterizada por parámetros dimensionales y geométricos específicos.

Así, a temperatura y presión ambiente el zirconio cristaliza en forma monoclinica siendo esta fase estable hasta 1170 grados, en esta fase tiene un bajo rendimiento mecánico y menor cohesión de sus partículas, por lo tanto, menor densidad. Por encima de esta temperatura se transforma en fase tetragonal, en esta fase es donde tienen mejores propiedades mecánicas y por encima de 2370° cristaliza en forma cúbica, con unas propiedades mecánicas moderadas.

Esta transformación, que se define como una transformación martensítica, es decir, sin difusión, sin que ocurra un transporte de materia, ocurre en un rango de temperatura y no a una temperatura exacta e implica una deformación de la forma. Así la transformación de fase cúbica a tetragonal, tiene un aumento de volumen del 2.3% y la transformación de fase tetragonal a monoclinica, un aumento del 4.5% (22) (25)(26)(22). La transformación de fase tetragonal a monoclinica, es inducida por agresiones externas como el uso de fresas, refrigeración e impacto, provocando tensiones de compresión que pueden desarrollarse en el extremo de una grieta. Esta tensión debe ser superada por la grieta para que pueda propagarse, lo que explica el aumento de resistencia a la fractura del zirconio en comparación con otras cerámicas .

La metaestabilidad de la transformación depende de la composición, tamaño y forma de las partículas, tipo y cantidad de óxidos estabilizadores y del procesado.

En 1972, la ingeniería cerámica descubrió que la aleación del óxido de zirconio con óxidos de menor valencia como CaO, MgO, La₂O₃, CeO₂ y Y₂O₃,

permitían obtener a temperatura ambiente un material multifásico, conocido como óxido de zirconio parcialmente estabilizado (PSZ) ⁽¹⁸⁾. Estos materiales presentan una microestructura a temperatura ambiente compuesta por una matriz cúbica con precipitados monoclinicos y tetragonales.

Estos materiales llamados Mg-PSZ, Ca-PSZ, etc., según el óxido empleado como estabilizante, deben su nombre al hecho de tener la concentración de óxido estabilizante menor a la necesaria para la estabilización completa de fase cúbica. En el sistema $ZrO_2-Y_2O_3$, se puede obtener zirconio parcialmente estabilizado, pero el interés principal en el uso del óxido de itrio Y_2O_3 como estabilizante es la posibilidad de obtener cerámicas formadas casi completamente por zirconio en fase tetragonal a temperatura ambiente. Estos materiales, que contienen Y_2O_3 en concentraciones de 2-3% se conocen como Policristales Tetragonales de Zirconio (TZP o Y-TZP, refiriéndose al óxido estabilizante)

Garvie y cols. en 1975, con su artículo ¿Acero Cerámico? (23) demostraron que es posible aprovechar la transformación de la fase tetragonal a monoclinica para aumentar la resistencia mecánica y la tenacidad a la fractura del óxido de zirconio, definida como la capacidad de un material de disipar la energía de fractura, propiedad que hasta ese momento sólo se conocía en los materiales metálicos.

Estos autores observaron que los precipitados de fase tetragonal metaestable son capaces de transformarse a fase monoclinica cuando se elimina la compresión a ellos impuestos por la matriz como es el caso del avance de una grieta en el material. El campo de esfuerzos asociado con la expansión debido a la transformación de fases actúa en contra del campo de esfuerzos que promueve la propagación de la grieta. La absorción de energía durante la transformación de fase tetragonal a monoclinica a temperatura ambiente, fue reconocido como un mecanismo de

fortalecimiento en el año 1975, ya que se obtiene como resultado un aumento de la tenacidad del material debido a que la energía asociada con la propagación de la grieta se disipa tanto en la transformación de fase como en contrarrestar el esfuerzo de compresión debido al aumento de volumen.

A temperatura ambiente, si se produce esta transformación, se trata de un proceso irreversible, acompañado de una disminución de energía del sistema ⁽³¹⁾⁽³²⁾.

Las propiedades mecánicas del óxido de zirconio, son las más altas registradas para cualquier cerámica dental, lo que permite la fabricación de restauraciones parciales fijas posteriores y una reducción sustancial del espesor de las estructuras ⁽²⁴⁾.

En 1977, se descubrió que el óxido de zirconio, con un tamaño medio de grano $<0.5\mu$, con una pequeña concentración de Y_2O_3 de aproximadamente 3%mol, puede contener hasta un 98% de fase tetragonal metaestable a temperatura ambiente. El Y-TZP es el primer material a base de zirconio introducido en el uso clínico, la norma técnica EN-ISO 13356 que identifica las características mínimas para empleos clínicos, fue adoptada a nivel internacional en 1977 y el año siguiente también por la norma estadounidense de *American Society of Testing and Materials* (ASTM).

Los puntos de alta resistencia, coinciden con un alto contenido de fase tetragonal, mientras que los puntos de baja resistencia, coinciden con un alto contenido de fase monoclinica ⁽¹⁸⁾.

Este dato coincide con el estudio llevado a cabo por *Allahkarami* y cols. (25) donde fracturan una corona de óxido de zirconio estabilizado con itrio mediante un indentador en forma de esfera de carburo de tungsteno y mapean la transformación de fase a lo largo de la sección transversal de la corona fracturada mediante difracción de rayos X y un detector de área bidimensional. Observan una transformación de fase monoclinica del 100%

en la zona afectada.

Esta transformación de fase, generalmente se produce por un estrés externo, o estrés residual durante el procesado, por la diferencia en el CET entre la cerámica de recubrimiento y el óxido de zirconio (26).

Investigaciones posteriores, revelan que las resistencias más elevadas, >700 MPa y la mayor dureza, $K_{ic} \approx 6-9$ MPa $m^{1/2}$ sólo se encuentran por debajo de un promedio de grano $<0.3\mu$. Por lo que las propiedades de esta cerámica, están relacionadas de manera importante con el tamaño del grano, que controla la facilidad de la transformación (27)⁽³³⁾.

II.b.2. Procesado del óxido de zirconio:

El óxido de zirconio, también conocido como zircona (28), no existe en estado puro en la naturaleza, se encuentra en los minerales de badeleyita y circón.

Los factores que determinan la calidad del bloque cerámico de óxido de zirconio son, por una parte la composición y la pureza del polvo y por otro lado la preparación del polvo de zirconio para el proceso de fabricación de la cerámica. Tras el proceso de purificación química, el zirconio es calcinado y molido para obtener un fino polvo. Este polvo es secado antes de prensarlo y manipularlo. El secado es una parte fundamental, pues afecta a la porosidad y en los defectos que se produzcan en el producto final.

Los extraordinarios valores de resistencia están vinculados a una elevada dureza, lo cual, en última instancia, puede suponer dificultades para el procesamiento del material. A esto se añade, que debido a su elevada temperatura de fusión, el óxido de zirconio sólo puede trabajarse con sistemas CAD/CAM . Así pues, la tecnología del óxido de zirconio, se ha desarrollado en sintonía con el diseño y fabricación asistido por ordenador

(CAD/CAM).

Un factor clave en la calidad del producto final, es la técnica de prensado, así se distingue, un prensado isostático donde el óxido de zirconio se mete en un molde que recibe presión homogénea aplicada por todas las superficies obteniendo un material isotrópico, y un prensado uniaxial, donde el molde en el que se encuentra el óxido de zirconio recibe presión únicamente por dos caras, en dirección vertical y sentido contrario.

Un bloque prensado con el sistema uniaxial, tiene una porosidad ligeramente mayor en la mitad del bloque, porque las partículas a ese nivel no se mueven durante el proceso de prensado. Por lo que se obtiene un producto de menor calidad en comparación con el óxido de zirconio prensado con el sistema isostático, ya que éstos logran una densidad homogénea en todas sus dimensiones (29).

Por lo que podemos hablar de óxido de zirconio “Hot Isostatic Pressing” (HIP) y zirconio presinterizado o núcleo verde.

- *Zirconio HIP*

Es óxido de zirconio densamente sinterizado y prensado bajo calor de forma isostática de la más pura calidad industrial. Las ventajas de esta forma de procesado es que no se produce contracción del material y mayor seguridad al ser un producto de mejor calidad procesado industrialmente. Pero, por otro lado, se requiere mayor tiempo de procesamiento, mayor desgaste de las herramientas de fresado y sólo se pueden usar fresas de diamante y refrigeración con agua.

- *Zirconio presinterizado*

Con el fin de reducir los tiempos de procesamiento, se desarrolló la cerámica de procesado “en verde”. Esta cerámica se procesa en estado sinterizado pero incompleto y después termina de sinterizarse en el laboratorio,

mediante hornos específicamente programados, depositando la estructura sobre cuentas de óxido de zirconio para evitar la deformación ⁽¹¹⁾.

Para el mecanizado de la estructura de una corona unitaria de núcleo verde, se requieren unos 25 minutos de fresado, mientras que la misma corona, pero de óxido de zirconio prensado isostáticamente en caliente (HIP) necesita 2.5 horas de fresado (30).

El óxido de zirconio en núcleo verde debe procesarse teniendo en cuenta que se va a producir una contracción lineal del 20%, alcanzado su forma y resistencia definitiva tras la cocción de sinterización a 1550°C.

La calidad de la distribución de las partículas, determina la calidad del producto final. En la cerámica de núcleo verde, la gran contracción que sufrirá el material, se asocia con dos efectos; por una parte, se reducen los defectos marginales y por otro lado aparecen nuevos defectos en forma de poros, que pueden constituir puntos débiles en la estructura. Como ventajas, se reducen los tiempos de procesado, se desgastan menos las herramientas de fresado y se pueden usar fresas de carburo de tungsteno y sin refrigeración. Pero se requiere un horno extra para el sinterizado final y por lo tanto mayor tiempo de cocción en el laboratorio (31).

Algunos sistemas representativos del mecanizado en blando son Cercon® (Dentsply International), Lava™ (3M, ESPE), Procera®Zirconia (Nobel Biocare™), IPS e.max®ZirCad (Ivoclar Vivadent) y del mecanizado en duro Denzir® (Cadesthetics AB), GC Initial Zirconia y DC-Zirkon® (DCS Dental AG).

Las estructuras pueden colorearse tras el mecanizado mediante la inmersión en soluciones de sales de diversos metales como cerio, bismuto, hierro o una combinación de ambos y el color se desarrolla durante la sinterización final. Otra posibilidad es añadir los óxidos metálicos en el polvo de partida (32).

II. INTRODUCCIÓN

Como se nombró anteriormente, las propiedades mecánicas del óxido de zirconio, dependen en gran medida del tamaño del grano. Por encima de un tamaño de grano crítico, el óxido de zirconio es menos estable y más susceptible a la transformación espontánea de fase tetragonal a monoclinica, mientras que si el tamaño del grano está por debajo del tamaño óptimo ($<0,7\mu$) se asocia con una baja tasa de transformación. Granos por debajo de 0.2μ ya no hacen posible la transformación del material, con lo que se reduce su tenacidad (33).

Por lo tanto, las condiciones de sinterizado tienen un gran impacto en la estabilidad y propiedades mecánicas del material ya que van a determinar el tamaño del grano. Actualmente las máquinas para el procesa en blando utilizan una temperatura final de sinterización entre $1350-1550^{\circ}\text{C}$, dependiendo del fabricante. Esta gama bastante amplia de sinterizado, puede influir en el tamaño del grano y la estabilidad del óxido de zirconio para aplicaciones dentales.

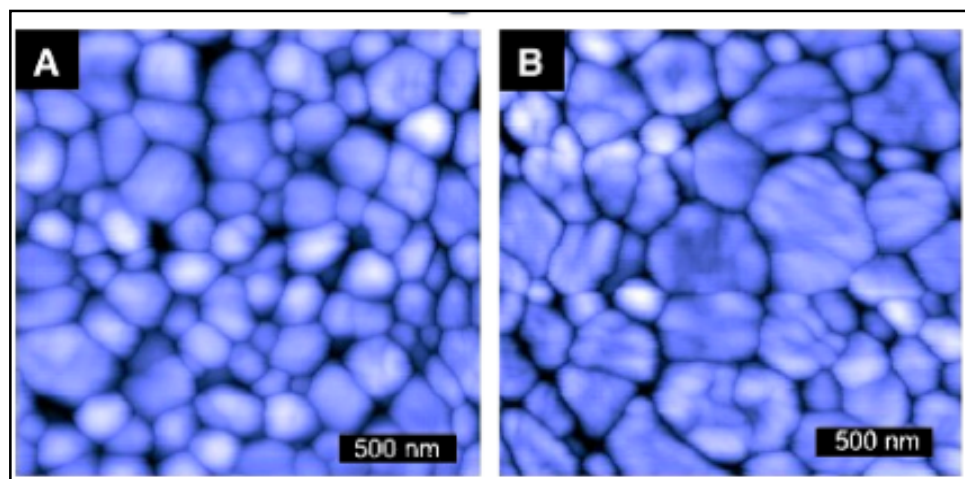


Figura 3. Diferencia del tamaño del grano de óxido de zirconio sinterizado a 1300°C (A) y a 1450°C (B)

II.b.3. Óxido de zirconio como biomaterial:

El interés del uso del óxido de zirconio como biomaterial, radica en su excelente resistencia mecánica y tenacidad a la fractura y el valor del módulo de Young del mismo orden de magnitud que las aleaciones de acero inoxidable.

La aplicación biomédica más importante de este material ha sido en la fabricación de cabezas femorales que componen las prótesis ortopédicas empleadas en las reconstrucciones totales de cadera, realizadas desde 1988 , aunque su uso en cirugía ortopédica se redujo en más del 90% principalmente por los fracasos ocurridos en el 2001 .

Desde 1972, *Hulbert y cols.* (34), informaron de la excelente biocompatibilidad del óxido de zirconio con los tejidos. Posteriormente, otros estudios como el de *Ichikawa y cols.* (35), confirman la biocompatibilidad de este material, mediante análisis histomorfométrico de 8 implantes de óxido de zirconio estabilizado con 3% mol de óxido de itrio en ratas, así como la serie de casos de *Akagawa y cols.* (36), donde colocan 32 implantes de óxido de zirconio parcialmente estabilizado en la mandíbula de 8 monos y hacen un seguimiento a 24 meses, comprobando el estado de salud de la mucosa periimplantaria y sin zonas radiolúcidas alrededor de los implantes con contacto directo hueso-implante.

En el estudio de *Scarano y cols.* (37) donde colocan 20 implantes de óxido de zirconio en la tibia de 5 conejos, observan un porcentaje de contacto directo hueso-implante del $68.4\% \pm 2.4\%$. Otros estudios llevados a cabo para analizar la colonización bacteriana sobre el óxido de zirconio muestran una colonización significativamente menor en comparación con otros materiales usados frecuentemente, como el estudio llevado a cabo por *Rimondini y cols.* (38) donde comparan la colonización bacteriana a las 24 horas sobre las superficie de óxido de zirconio parcialmente estabilizado y la superficie

de titanio, llevado a cabo mediante un estudio in vitro e in vivo sobre 10 pacientes, concluyen que la adhesión bacteriana sobre la superficie de titanio es significativamente mayor que sobre la de óxido de zirconio.

En la última década la comunidad dental, ha sido testigo de un “boom” industrial en lo que se refiere al procesamiento del zirconio para las diferentes aplicaciones odontológicas. La introducción del zirconio en odontología protésica comienza con el sistema In-Ceram Zirconio (Vita-Zahnfabrik), en la cual el zirconio constituye un refuerzo del núcleo de alúmina que se infiltraba con la masa vítrea a altas temperaturas. La presencia del 35% de zirconio en la estructura del núcleo cerámico incrementaba la resistencia a la flexión del núcleo cerámico con respecto a la del material precedente en un 30-40% (In-Ceram Alúmina), a pesar de las mejoras en el comportamiento mecánico, el material presentaba límites estéticos que condicionaron su uso.

El interés por el desarrollo de sistemas completamente cerámicos se debe al aumento del porcentaje de población que presenta fenómenos de hipersensibilidad a algunos metales que pueden estar presentes en las aleaciones dentales como el níquel y el paladio, mientras la conductividad térmica del zirconio, muy inferior a la de la alúmina constituye una ventaja más, ya que se reduce la sensibilidad a los cambios térmicos y a los riesgos de irritación pulpar. A eso se une el resultado estético elevado, la reducción en la adhesión de bacterias patógenas y las propiedades mecánicas del material que permiten la reducción de las dimensiones de los elementos de conexión respecto a los materiales cerámicos previamente usados en las restauraciones protésicas.

En cuanto a su utilización como material para restauraciones unitarias o múltiples, en principio tienen los mismos criterios de selección que para el resto de restauraciones totalmente cerámicas, así, espacio protésico suficiente, la ausencia de hábitos parafuncionales, coronas clínicas de altura suficiente, sin movilidad dentaria o excesiva inclinación.

En cuanto a la preparación dentaria, se necesita una reducción incisal u oclusal de 1.5 mm, convergencia axial de 15°, eliminación de ángulos agudos y una líneas de terminación uniforme de 0.8-1mm en chamfer u hombro redondeado (39).

En cuanto al espesor mínimo de las estructuras, apenas existen estudios que evalúen el comportamiento del óxido de zirconio en diferentes espesores, si se ha demostrado que una disminución de cofia de 0.5mm a 0.3mm, disminuye la resistencia a la fractura en un 35% (40).

II.b.4. Cementación:

La cementación del óxido de zirconio puede ser convencional o mediante técnica adhesiva (compómeros, ionómero de vidrio modificado con resina y cementos de resina autograbante) .

La ventaja de los cementos de resina, es que son resistentes y duraderos, ofrecen una alta retención, mejoran la adaptación marginal, previenen la microfiltración y aumentan la resistencia a la fractura, tanto del diente como de la restauración.

Los tratamientos de superficie usados en las cerámicas dentales, de grabado ácido y silanización, no aumenta la fuerza de unión de la cerámica de zirconio debido al alto contenido cristalino de esta cerámica, que hace que no sea modificable por el grabado.

Numerosos estudios recogen que la aplicación de adhesivos con MDP (10-Methacryloxydecyl Dihydrogen Phosphate), tras el chorreado con partículas de Al_2O_3 de 110 μ a una presión de 2.5 bares y un cemento de resina fosfatado como Panavia F (Kuraray Noritake Dental Inc. Tokyo, Osaka, Japan), aumentan la fuerza de adhesión, con resultados prometedores en la resistencia a la tracción de 39.3 MPa · por la interacción química entre los

monómeros fosfatados con los grupos hidroxilos del zirconio.

Independientemente del tratamiento de superficie para la cementación, es fundamental evitar la contaminación del óxido de zirconio durante los procedimientos de prueba. Algunos estudios demuestran que la abrasión con partículas de Al_2O_3 de 50μ a 2.5 bares de presión durante 15 segundos, es el método más eficaz de limpieza para obtener una superficie de adhesión adecuada .

II.b.5. Tratamiento de superficie para la aplicación de la cerámica de recubrimiento:

Existe mucha controversia en la literatura en cuanto al tratamiento de la superficie del óxido de zirconio, se argumenta que los tratamientos de chorreado de la superficie, pueden desencadenar la transformación de fase tetragonal a monoclinica, aumentando por una parte la resistencia a la flexión por la introducción de tensiones de compresión residual y disminuyendo la friabilidad pero al mismo tiempo se altera la integridad del material y aumenta la susceptibilidad al envejecimiento .

La mayoría de los fabricantes de óxido de zirconio, no recomiendan el tratamiento de la superficie mediante chorreado, para evitar la transformación de fase y la formación de defectos que podrían afectar al rendimiento a largo plazo (41).

La influencia de los tratamientos de superficie es contradictoria en la resistencia a la flexión del óxido de zirconio, y se relaciona con el porcentaje de transformación de fase monoclinica, que a su vez depende de la metaestabilidad de la transformación de fase tetragonal a monoclinica, la presión, tamaño de partículas y la temperatura local generada tienen una gran influencia en el comportamiento mecánico del material (42).

El estudio llevado a cabo por Casucci y cols. (43) donde evalúan diferentes

tratamientos de superficie del óxido de zirconio mediante test de resistencia a microtracción para evaluar la resistencia de la unión entre el zirconio parcialmente estabilizado y el cemento de resina, obtienen menor fuerza de unión en el grupo tras chorreado con partículas de óxido de aluminio de 125 μ . Ponen en duda el efecto sobre las propiedades mecánicas del óxido de zirconio tras el chorreado, siendo muy importante el tamaño de partícula y la presión aplicada durante el chorreado.

Otro estudio realizado por *Curtis y cols.* (44) donde evalúan la influencia de abrasión precementado, en la resistencia a la flexión biaxial, friabilidad, rugosidad y dureza de la superficie de muestras realizadas con el sistema Lava TM (3M, ESPE), no encuentran diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la flexión biaxial entre los grupos chorreados con partículas de óxido de aluminio de 25, 50 y 110 μ y un grupo control sin ningún tratamiento de superficie. Pero sí que aparecía mayor proporción de fase monoclinica en los grupos tras el choreado que en los que no recibían ningún tratamiento de superficie

Las porcelanas para el recubrimiento de estructuras de óxido de zirconio, presentan algunas diferencias en cuanto a composición y microestructura respecto a las porcelanas para recubrimiento de metal, pero se fabrican con los mismos estándares internacionales en términos de propiedades mecánicas (45).

En el caso de las cerámica de recubrimiento de los sistemas metal-cerámicos, el CET de la cerámica, es generalmente un poco menor que el de la estructura metálica, para que durante el enfriamiento hasta la temperatura ambiente, las tensiones de compresión se desarrollen en la cerámica y las fuerza de tensión en la estructura metálica (46).

Muchas de las cerámicas para recubrimiento de metal, llevan en su

composición leucita, que sirve para aproximar los coeficientes de expansión térmica con la estructura metálica, elemento que no es necesario en las porcelanas para el recubrimiento de estructuras de óxido de zirconio, debido a que la expansión térmica del óxido de zirconio es mucho menor que la de los metales nobles.

En el estudio realizado por *Quinn y cols.* (47) donde evalúan la resistencia a la flexión de dos cerámicas de recubrimiento, Ceramco 3 (Dentsplay Prosthetics) que es una cerámica feldespática con 3% de leucita para el recubrimiento de estructuras metálicas y Ceramco PFZ (Dentsplay Prosthetics) para el recubrimiento de estructuras de óxido de zirconio, obtienen una diferencia estadísticamente significativa mayor en la resistencia a la flexión, con un valor de 61-77 MPa para Ceramco 3 y de 39-45 MPa para Ceramco PFZ. Esta diferencia podría ser un factor importante en la diferencia del comportamiento clínico de ambas cerámicas.

Diferentes estudios in vitro, demuestran que las fracturas ocurren junto a la interfase, pero permanece una fina capa de cerámica sobre la superficie de óxido de zirconio, lo que indica una fuerza de adhesión mayor que la fuerza de cohesión de la cerámica de recubrimiento.

Hasta la fecha, no existe evidencia científica de la existencia de enlaces químicos entre el óxido de zirconio y la porcelana de recubrimiento, los dos materiales parecen unirse por una traba mecánica y tensiones de compresión debido a la contracción térmica durante el enfriamiento tras el sinterizado.

Algunos estudios como el desarrollado por *Jung Eun Choi* (48), donde se evalúa la resistencia a la flexión biaxial del sistema Vita In-Ceram®YZ con cuatro cerámicas de recubrimiento para inyectar, observan como todos los fallos de la porcelana de recubrimiento son de tipo cohesivo, obteniéndose los mejores resultados para las cerámicas Vita VM9 y Noritake CZR Press, que

coincide con las cerámicas de mayor contenido en leucita en su fase cristalina de las cerámicas estudiadas.

Estos mismos autores en un estudio posterior (49), demuestran como el enfriamiento rápido tras la cocción de la porcelana de recubrimiento produce grietas en la superficie de la cerámica, debido a la compresión residual que se origina en la superficie para compensar el esfuerzo de tracción formado en el interior del sistema. Concluyen que el enfriamiento lento, disminuye casi por completo la formación de tensiones residuales para todos los sistemas de cerámica de inyección analizados.

A pesar de la literatura existente, el mecanismo de unión de la cerámica al óxido de zirconio está aún por aclarar. Según Ban y cols. (50) no existen pruebas de enlaces químicos entre el óxido de zirconio y la porcelana de recubrimiento, por lo que los análisis bajo microscopía electrónica de barrido no muestran una capa de reacción entre el óxido de zirconio y la porcelana de recubrimiento tras la sinterización. Pero la baja viscosidad de la fase cristalina de la cerámica de recubrimiento y la excelente humectancia del óxido de zirconio, permite cierto grado de penetración de la cerámica a lo largo de los bordes de los granos del óxido de zirconio.

En un ensayo realizado por Müller y cols. (51) donde comparan la fuerza de adhesión mediante una carga de presión de cizalla entre cerámica de recubrimiento Tricerum (Dentaurum, Pforzheim, Alemania) y cerámica de óxido de zirconio DC-Shrink (DCS Dental AG, Allschwill, Suiza) o la misma cerámica de recubrimiento Tricerum y una aleación de cromo-cobalto (Remanium 200), obtienen fuerzas de adhesión comparables entre los dos sistemas evaluados.

A pesar de los numerosos estudios sobre la fuerza de unión entre diferentes interfases, todavía se busca un protocolo y prueba ideal de resistencia de la unión, acordándose en la Academia de Materiales Dentales de 2009 en Portland (Oregón) que el test de resistencia al cizallamiento es el más

adecuado (52).

En el estudio de resistencia al cizallamiento realizado por Ereifej y cols. (53), donde evalúan los sistemas IPS e.max® ZirCAD e IPS e.max®CAD con la cerámica de recubrimiento IPS e.max®Ceram, tras aplicar el liner ZirLiner (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) en las muestras de óxido de zirconio, obtienen un resultado similar para ambos sistemas cerámicos, de 28.8 MPa para el sistema de óxido de zirconio y 29.1 MPa para el sistema de disilicato de litio. Además, el modo de fallo para el óxido de zirconio fue fracturas adhesivas para todas las muestras, mientras que para el disilicato de litio un 47% fue un fallo adhesivo, 33% fallo cohesivo de la cerámica de recubrimiento y 20% fallo cohesivo del núcleo.

Esta elevada tasa de chipping, ha llevado al desarrollo de zirconas más traslúcidas para poder hacer restauraciones monolíticas de contorno completo, sin necesidad de estratificarse con cerámica de recubrimiento. Según las instrucciones del fabricante, el espesor de la preparación dentaria para este tipo de restauraciones tiene que ser entre 0.5 y 0.7mm en la cara oclusal y 0.5mm en el contorno , a diferencia de las restauraciones de óxido de zirconio estratificado que requieren espesores entre 0.8-1mm (54).

Otra de las ventajas del zirconio monolítico es la menor dureza que la cerámica feldespática y el disilicato de litio, con lo que la abrasión del esmalte del diente antagonista es menor .

Actualmente, ya existen datos de ensayos clínicos sobre coronas de zirconio monolítico, documentados algunos casos clínicos con un período de observación de cuatro años .

Uno de los problemas del uso de óxido de zirconio de forma monolítica era su escasa translucidez, con lo que se pierde la integración óptica y estética de este material. La translucidez depende fundamentalmente de la dispersión de la luz (55). Los poros dentro del material influyen en gran medida en la

dispersión de la luz, a mayor porosidad mayor dispersión de la luz y por tanto menor es la translucidez.

Otro de los factores que modifican la translucidez son, la cantidad de cristales y los componentes químicos dentro del núcleo, así como el tamaño de las partículas. Las partículas de menor tamaño que la longitud de onda de la luz visible (380-780 nm), dejan pasar la luz sin producir dispersión, y las de mayor tamaño que la longitud de onda de la luz visible dispersan la luz, disminuyendo la translucidez ⁽⁶⁶⁾.

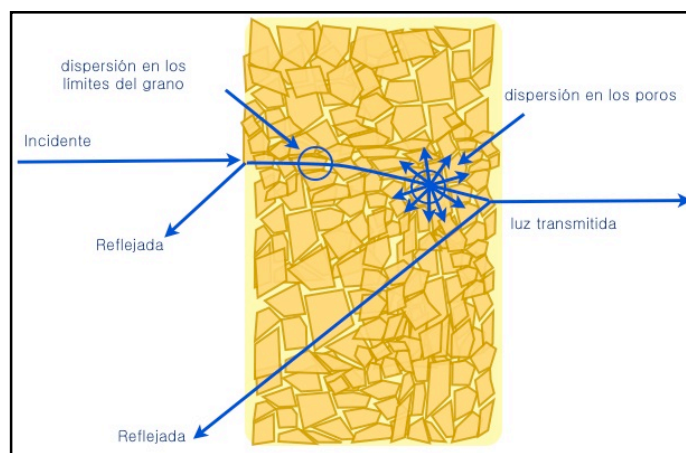


Figura 4. Comportamiento de la luz en el interior de una cerámica.

Varios autores han reseñado además, que un tamaño pequeño de grano está asociado con mejores propiedades mecánicas y menos degradación a baja temperatura (56).

Otros autores relacionan la translucidez de la zirconia con la cantidad y el tipo de aditivos, la temperatura de sinterización, las condiciones atmosféricas durante el proceso de sinterización y los métodos de calentamiento, porque van a determinar la densidad, la porosidad y el tamaño del grano (57).

Mi-Jin Kim en su artículo *Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency*, emplea cuatro sistemas diferentes de sinterización de dos marcas de zirconio, Lava (3M ESPE, St. Paul,

MN, USA) y KaVo Everest ZS-blanks (KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany). Emplean tres métodos estándar de sinterizado modificando el tiempo de sinterizado, así 20 min, 2h, 10h y 40h y uno con microondas durante 20 min, concluyendo que la sinterización por microondas produce menor tamaño de grano y por lo tanto mayor translucidez (58).

Tekeli y Erdogan (59) concluyen que a mayor temperatura y mayor tiempo en el proceso de sinterizado, se incrementa el tamaño del grano y el número de microporos, reduciéndose las propiedades mecánicas y la transmisión de la luz.

Husaim Hatim (60) compara óxido de zirconio convencional (Metoxit Dental Pre-Sintered Zirconia Blocks, High Tech Ceramics, Lichtenstein) y translúcido (Metotix Dental Pre-Sintered Zirconia Blocks, High Tech Ceramics, Lichtenstein) y disilicato de litio convencional (IPS e.max LT, Ivoclar Vivadent) y translúcido (IPS e.max HT, Ivoclar Vivadent). La mayor transmisión de la luz la obtienen en las muestras de disilicato de litio translúcido, seguido del disilicato de litio convencional, luego para el zirconio translúcido y por último para el zirconio convencional.

| Grupo | N | C | SD |
|---------------------------------|----|------------|------------|
| 1 Zirconio Convencional | 12 | 0.06510558 | 0.00368295 |
| 2 Zirconio Translúcido | 12 | 0.14396933 | 0.13083695 |
| 3 Disilicato de Li Convencional | 12 | 0.15873866 | 0.00551693 |
| 4 Disilicato de Li Translúcido | 12 | 0.20775941 | 0.00864425 |

Tabla 4. Valores de Transmisión para los grupos estudiados (Unidades Angstrom)

Para el zirconio de alta translucidez el tamaño de grano está entre 50nm y 400nm (por debajo de la longitud de onda del espectro visible), mientras que los de zirconio convencional tienen un rango entre 200nm a 1.5 μ .

II.b.6. Susceptibilidad a la degradación a baja temperatura (LTD):

Descrita por primera vez por Kobayashi y cols. , demostraron como se produce una lenta transformación de fase tetragonal a monoclinica en los granos más superficiales del óxido de zirconio en un ambiente húmedo y a temperaturas relativamente bajas (150-400°C) que avanza lentamente hacia el interior.

La tasa de transformación más alta se produce a 250°C (61), a esta temperatura se puede obtener una dramática disminución de la fuerza por exposición del material a estas condiciones en tiempos relativamente cortos.

Se sabe que este fenómeno, conocido como Aging o Low Temperature Degradation (LTD) en la literatura anglosajona, es una transformación hidrotérmica ya que es promovida por la presencia de agua o vapor, así como por la temperatura debido a reacciones del agua con el retículo cristalino⁽²⁹⁾⁽⁷³⁾⁽²⁴⁾⁽¹⁷⁾.

El óxido de zirconio analizado en esta investigación, fue un óxido de zirconio policristalino estabilizado con un 4.5-6% mol itrio. Este resultado provocó una serie de investigaciones sobre la degradación a baja temperatura del óxido de zirconio estabilizado con diferentes cantidades de Y_2O_3 que ayudaron a definir las características de la transformación.

Este fenómeno se empieza a documentar a partir del 2001, debido al fracaso de una gran cantidad de prótesis de cabeza de fémur a temperatura corporal , pero actualmente se atribuye a un envejecimiento acelerado en lotes particulares.

Cualquier factor que puede ser perjudicial para la estabilidad del zirconio tetragonal es susceptible de promover la degradación a baja temperatura. Entre estos factores se describen: el tamaño del grano, la densidad del

material, la cantidad de estabilizador y la presencia de tensiones residuales ⁽²³⁾. Así, la transformación de fase tetragonal a monoclinica, se activa con mayor facilidad al disminuir la fracción relativa de Y_2O_3 y al aumentar el tamaño de las partículas de la fase tetragonal y con una baja densidad del material se facilita la entrada de moléculas de agua a la mayor parte del material, produciendo un envejecimiento no sólo de la superficie, si no de todo el interior, perdiendo rápidamente su cohesión y disminuyendo dramáticamente sus propiedades mecánicas, se produce la retirada de partículas y por lo tanto aumenta la rugosidad y el desgaste de la superficie antagonista.

Sin embargo, no se ha demostrado una relación clara entre el fracaso y la previsibilidad de la degradación del óxido de zirconio a baja temperatura cuando se usa como biocerámica .

La técnica experimental más usada para medir el envejecimiento, es mediante difracción por rayos X, pero sólo puede caracterizar una profundidad de pocos micrómetros, por lo que este método no puede proporcionar ninguna información cuando la transformación se propaga en profundidad. Tampoco es muy precisa cuando el contenido de fase monoclinica es menor al 5%, por lo que no se puede monitorizar el inicio de la transformación. Por lo que se ha planteado como más eficaz, la espectroscopia de Raman confocal, que ofrece un mapeo 3D del contenido de fase monoclinica y del estado de estrés, con una resolución de micrómetros a lo largo de tres ejes (62) o mediante nanoindentación que permite evaluar las propiedades del material en diferentes áreas, caracterizar el material en diferentes profundidades y medir el módulo de Young (63).

II.c. Disilicato de Litio

Esta cerámica, englobada en el grupo de cerámicas de resistencia media, está constituida en un 25% por matriz vítrea y un 75% de fase cristalina, el tamaño de los cristales varía entre 3 y 6 micras y la resistencia a la flexión entre 360-400MPa. La primera vitrocerámica de disilicato de litio (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent) fue introducida en el mercado en 1998 limitada a la confección sólo de infraestructuras de coronas unitarias con la necesidad de una cerámica de recubrimiento.

Los estudios mostraron una tasa de fractura del 30% cuando se utilizaba esta cerámica en sectores posteriores(64).

La segunda generación de vitrocerámicas de disilicato de litio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) estaba formada por cristales más pequeños y homogéneos con propiedades físicas mejoradas (65). Este material permite combinar un alto rendimiento mecánico con una excelente estética, y está disponible tanto para técnicas de inyección como para sistemas CAD-CAM. En ambos casos se trata de una cerámica formada por dióxido de litio, óxido de fósforo, aluminio y potasio que se funden y se dejan enfriar a temperatura ambiente formando los bloques finales de diferentes tamaños y tonos.

En los bloques para fresado se realiza un proceso de cristalización en dos etapas, en una primera fase precipitan los cristales de metasilicato de litio y se obtiene un vidrio con excelentes propiedades para el fresado, con una alta tolerancia e integridad marginal y en una segunda fase se somete a tratamiento térmico a 850°C durante aproximadamente 35 minutos obteniéndose una microestructura final formada por un 75% de cristales de disilicato de litio con una resistencia final de 360MPa, ligeramente inferior a los bloques para inyectar por tener cristales ligeramente inferiores.

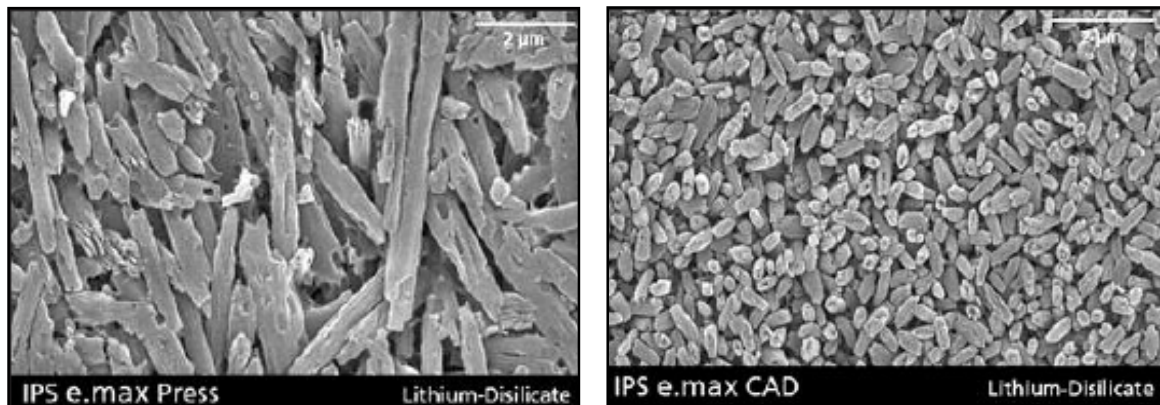


Figura 5. Tamaño de los cristales de disilicato de litio IPS e.max Press e IPS e.max CAD

Una de las principales ventajas de este material, es su excelente comportamiento óptico, produciendo una dispersión de la luz con un alto nivel de reflexión y transmisión. Actualmente disponemos de cinco niveles de translucidez, una versión impulse en dos niveles diferentes de opacidad con muy buenas propiedades opalescentes indicadas para carillas en dientes claros y las pastillas policromáticas IPS e.max Press Multi con una progresión natural de color. Los diferentes niveles de translucidez son los siguientes:

- **IPS e.max Press HT:** las pastillas HT se suministran en los 16 colores A-D y los 4 colores Bleach de la guía VITA de color y tienen una alta translucidez.
- **IPS e.max Press MT:** las pastillas MT están disponibles en los siguientes colores: A1, A2, A3, B1, BL2, BL3 y BL4. Estas pastillas tienen una translucidez media.
- **IPS e.max Press LT:** las pastillas LT están disponibles en los 16 colores A-D y los 4 colores Bleach BL. Estas pastillas tienen una baja translucidez.
- **IPS e.max Press MO:** las pastillas MO están disponibles en 5 grupos de colores (MO 0, MO 1, MO 2, MO 3, MO 4). Tienen una opacidad media.
- **IPS e.max Press HO:** las pastillas HO se suministran en tres grupos de colores (HO 0, HO 1, HO 2). Estas pastillas tienen una alta opacidad.

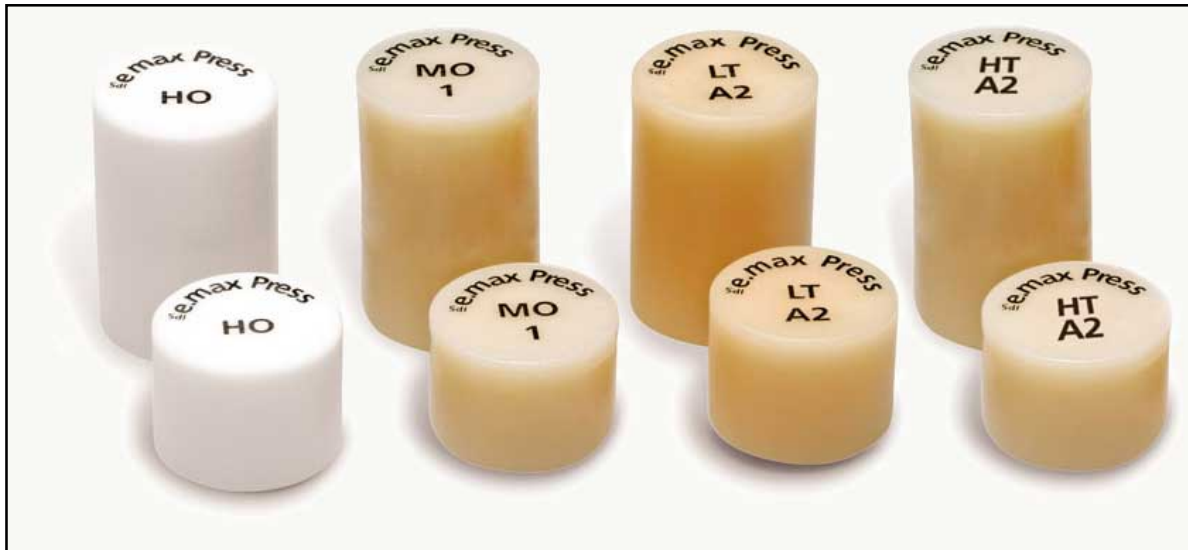


Figura 6. Pastillas IPS e.max Press de diferentes niveles de translucidez

El grado de translucidez de este material depende del porcentaje de fase cristalina y fase amorfa, del porcentaje de metasilicato de litio y disilicato de litio y de la cantidad de la fase de fluorapatita en el cristal (66).

Las pastillas se seleccionan en función del caso a tratar y la técnica preferida así restauraciones monolíticas, cut-back o técnica de estratificación.

En la técnica para estratificar, el espesor de la cofia según el fabricante es de 0.6mm en la técnica de inyección y de 0.8mm en la técnica para mecanizar. Los estudios muestran una supervivencia del 97.4% a los 5 años y del 94.8% a los 8 años de uso en boca, para coronas unitarias estratificadas independientemente de si la localización era posterior o anterior (67).

En el caso de restauraciones monolíticas, reducimos el riesgo de chipping y conseguimos una mayor integridad estructural porque eliminamos interfases y reducimos las restauraciones a un rango de 0.8-1mm. Los estudios in vitro sobre coronas monolíticas de disilicato de litio, muestran una resistencia a la fractura superior a las coronas de zirconio estratificadas y similar a las coronas metal cerámicas. Los estudios clínicos prospectivos que evalúan el comportamiento de las coronas monolíticas de disilicato de litio son escasos, uno de ellos publicado por Reich y Schierz (68) recoge una tasa de éxito del

96.3% tras 4 años de seguimiento. Gehrt y Wolfart (69) recogen un éxito clínico del 94.8% en coronas de disilicato de litio después de 9 años de seguimiento, resultado similar al que se encuentra en coronas metal-cerámicas.

Las indicaciones según el fabricante de este material son carillas, inlays/onlays, coronas anteriores y posteriores, puentes en la región anterior y zona de premolares y superestructuras de implantes. La resistencia en el caso de utilizar este material en puentes, va a depender fundamentalmente de la geometría y el tamaño de la sección transversal de los conectores.

La deflexión que sufre un puente que descansa sobre dos dientes pilares depende la geometría de la sección transversal del conector. La dimensión de la sección transversal de la estructura debe ser lo suficientemente grande especialmente en la zona de carga. En las zonas posteriores es importante una adecuada altura de los conectores, mientras que en la zona anterior debe proporcionarse un refuerzo horizontal en dirección lingual.

Duplicando la anchura del conector, el grado de deformación se reduce en un factor de dos y duplicando la altura el grado de deformación se reduce en un factor de ocho. La fractura de un puente totalmente cerámico siempre se produce del mismo modo: parte del lado gingival del conector y discurre en forma de curva hasta el pónico (70). A pesar de que el fabricante no indica su uso en puentes posteriores, existe algún estudio clínico como el de Wolfart del 2009 (71), donde evalúa 36 puentes de tres piezas de disilicato de litio IPS e.max Press a 86 meses con conectores de 12 mm² para sector anterior y 16 mm² en el sector posterior, obtienen un 93% de éxito a 8 años, 3 restauraciones tienen que cambiarse por fractura y 2 restauraciones sufren chipping.

La cementación es una fase crucial para determinar el éxito clínico de la restauración. Además de ser responsable del sellado marginal y de la retención de la restauración al diente pilar, influye en el comportamiento

mecánico completo del sistema diente-restauración.

En general para los sistemas cerámicos a base de silicatos se requiere el tratamiento de la superficie interna de la restauración para aumentar la rugosidad y el engranaje con el material resinoso de cementación. Esto se consigue mediante el grabado con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos para remover la fase vítrea de la cerámica y exponer los componentes cristalinicos, posteriormente se procede al lavado y secado con aire a presión libre de aceite durante 30 segundos, seguido de la aplicación de silano, que siendo una molécula bifuncional sirve de puente entre los dióxidos del cemento y los hidróxidos de la superficie de la cerámica consiguiendo una unión química (72). No se encuentran diferencias significativas en la fuerza de retención, entre las preparaciones con un ángulo de 10° o de 20° (73). Un factor importante, que afecta a la interacción química entre el material de restauración y la dentina, es el estado previo de la dentina, ya que es biológicamente activa y compleja. Así lo estudia Zortuk M, (74) donde compara la fuerza de adhesión entre el disilicato de litio y dentina no contaminada, dentina con desensibilizador, dentina con clorhexidina, dentina contaminada con saliva, dentina con sangre y dentina con peróxido de hidrógeno. Encuentra una disminución significativa en la fuerza de unión cuando la dentina estaba contaminada con saliva, sangre o peróxido de hidrógeno, debido al depósito de macromoléculas en los túbulos dentinarios dificultando la entrada del adhesivo en los mismos.

II.d. Resistencia a la flexión

El estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales permite ayudar a conocer su respuesta biomecánica, ya que la mayoría de los materiales dentales van a estar sometidos a grandes tensiones y cargas repetidas durante años(75).

Como resistencia a la flexión (σ) entendemos aquella capacidad de un

material para evitar ser deformado elásticamente, es la propiedad mecánica más comúnmente considerada y depende del examen y del método de análisis empleado, así como de las condiciones de acabado de las superficies(76).

Para determinar la resistencia a la flexión, se utilizan ensayos de flexión, en los cuales una probeta en forma de barra con sección rectangular o circular es flexionada utilizando tres o cuatro puntos de carga.

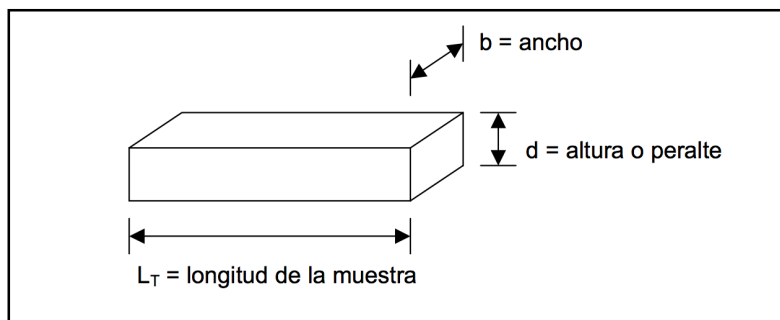


Figura 7. Probeta para estudio de flexión

Durante la flexión, en el punto de aplicación de la carga, el área superior está sometida a un estado de flexo-compresión, mientras que el área inferior se halla sometida a un estado de flexo-tracción, por lo tanto, los esfuerzos inducidos por una carga de flexión son una combinación de esfuerzos de tracción y compresión. No obstante, todo material rompe a tracción, por lo tanto, la tensión máxima de flexotracción o tensión de fractura en el ensayo de flexión se denomina **módulo de rotura o resistencia a flexión**.

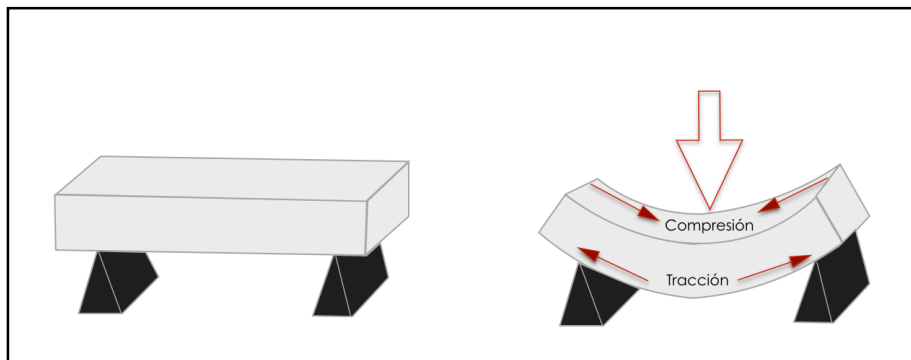


Figura 8. Esquema de ensayo a flexión en 3 puntos

II. INTRODUCCIÓN

Cada material tiene una fuerza interior específica o resistencia, que se opone a que el material se deforme o se rompa, así un material será cualitativamente resistente o débil dependiendo de la magnitud de la fuerza necesaria para deformarlo o romperlo.

Existen diferentes métodos de ensayo para medir la resistencia a la flexión de los materiales cerámicos, como la flexión biaxial, flexión sobre tres puntos y flexión sobre cuatro puntos, siendo el ensayo de flexión en tres puntos el método estándar para el estudio de esta característica mecánica.

Los valores de resistencia a la flexión (σ) para un material vienen definidos por la fórmula:

Para flexión en 4 puntos $\sigma = 3PL / 4bd^2$

Para flexión en 3 puntos $\sigma = 3PL / 2bd^2$

Donde P es la carga máxima de fractura, L es la distancia entre los puntos de apoyo y b y d son los espesores de las probetas.

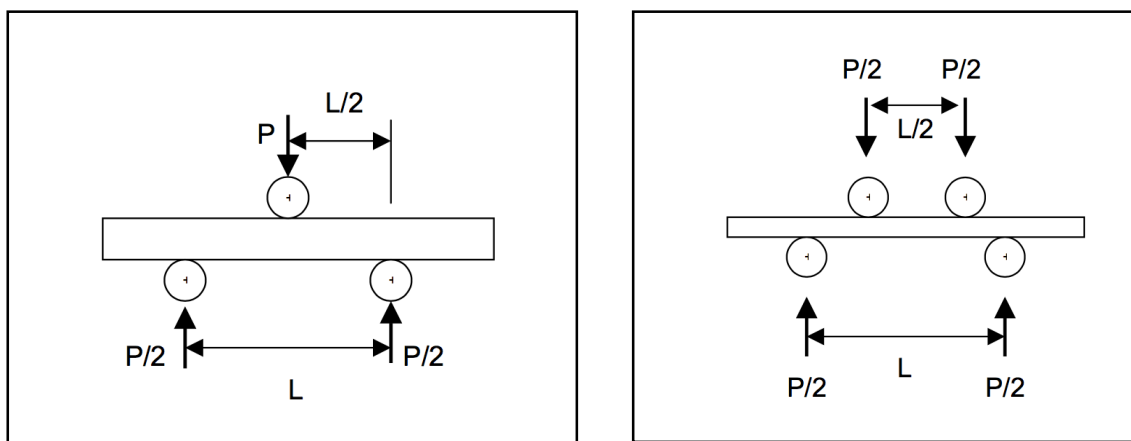


Figura 9. Esquema de ensayo a flexión en 3 puntos y 4 puntos

Una fuerza queda definida por el punto de aplicación, la magnitud y dirección de aplicación. La unidad de medida es el Newton, que se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo cuadrado.

$$N = kg \times m/S^2$$

Como respuesta del material a la fuerza ejercida sobre él, se diferencia la secuencia:

- Deformación **elástica**: cuando un material es sometido a un esfuerzo se deforma y cuando deja de actuar dicha fuerza el material vuelve a su dimensión original.
- Deformación **plástica**: el material no recupera su dimensión original
- Resistencia final o **rotura**: aumento de la carga que llega a producir la fractura al superar la resistencia final.

Las características de esta deformación dependerán tanto de la fuerza aplicada, como de la unidad de superficie sobre la que es aplicada.

Mediante la aparatología adecuada se pueden registrar la carga aplicada y la deformación producida. Los resultados se reflejan gráficamente por medio de curvas en un sistema de coordenadas, que se denominan curvas “tensión-deformación”. El eje de ordenadas representa la tensión o carga, y en el de abscisas se representa la deformación causada por la carga por unidad de longitud.

La parte recta representa la elasticidad y se llama “parte recta o tramo elástico”. En este tramo se produce la deformación elástica del material directamente proporcional a la fuerza aplicada. A medida que va aumentando la carga, en proporciones constantes, se produce una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. La Ley de Hooke dice que las tensiones

inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta determinado momento en cada material. La inclinación de la línea va a dar la rigidez del material, de modo que cuanto más vertical es la línea, más rígido es el material. Así la rigidez, es la resistencia del material a su deformación.

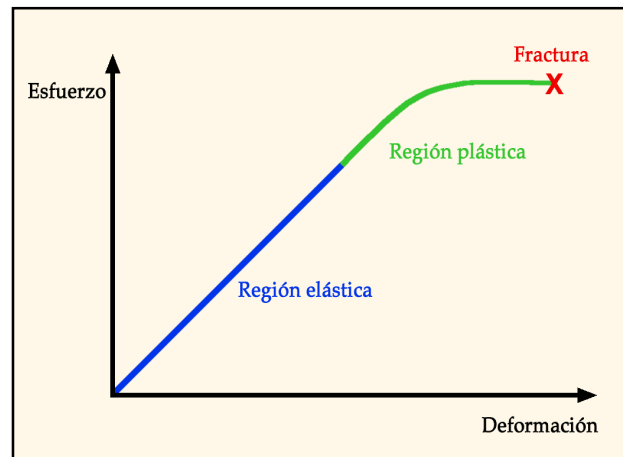


Figura 10. Curva tensión-deformación

Si se procede a dividir sucesivamente cada valor de tensión por el valor de la deformación que se produce, mientras se cumple la ley de Hooke, se obtiene un valor constante denominado módulo de elasticidad o módulo de Young(77).

$$\text{Módulo de elasticidad} = \text{Tensión} / \text{Deformación}$$

Se denomina límite proporcional, el tramo recto de la gráfica de tensión-deformación o la tensión máxima sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación. Si la fuerza sigue actuando más allá del límite proporcional, al retirar la fuerza, no se vuelve a la dimensión original, se habrá inducido una deformación permanente.

Este fenómeno queda registrado en la parte curva o tramo plástico de la gráfica. En este tramo se produce la deformación plástica, y en cualquier punto de la curva puede aparecer una grieta que inicie la fractura, que puede tener un mecanismo de propagación frágil o tenaz.

Cuanto menor es la deformación que produce la fuerza, más rígido será el material, así el módulo de elasticidad caracteriza la rigidez del material.

Cuando se aplica una fuerza a un material, se genera una resistencia interna. La medida de esta resistencia se denomina tensión. La unidad de medida de la tensión, es el Pascal (Pa) que representa la tensión que ejerce un newton por metro cuadrado de superficie. En odontología se refiere hablar de Megapascuales (MPa), que representa la tensión que ejerce un newton por milímetro cuadrado de superficie:

$$MPa = N/mm^2$$

Si se continúa ejerciendo una fuerza sobre el material, llega un momento en que se produce la fractura del mismo. Se pueden distinguir diferentes tipos de fractura:

- Fractura **frágil**: se produce muy poca deformación plástica previa a la fractura
- Fractura **dúctil o tenaz**: la grieta se propaga despacio tras una deformación plástica previa.
- Fractura por **fatiga del material**: ante la acción de fuerzas intermitentes de intensidad variable, se producen una o varias grietas que llevan a la fractura del material(78).

La tensión de fractura (**fracture strength**) en ensayos de flexión (**flexural strength**), coincide con el punto más elevado de la curva tensión-deformación.

En materiales dúctiles, con fractura dúctil (como los metales), este punto más elevado no coincide con la tenacidad a fractura porque a partir del punto de máxima resistencia a la flexión comienza una deformación plástica en la cual se necesita menos fuerza para seguir deformándolo hasta la fractura. Por el contrario, en los materiales frágiles, con fractura frágil (como las cerámicas), el punto de máxima resistencia a la flexión coincide con el límite

de fractura. Existe una diferencia irrelevante entre el esfuerzo de resistencia a la flexión y el esfuerzo a la fractura.

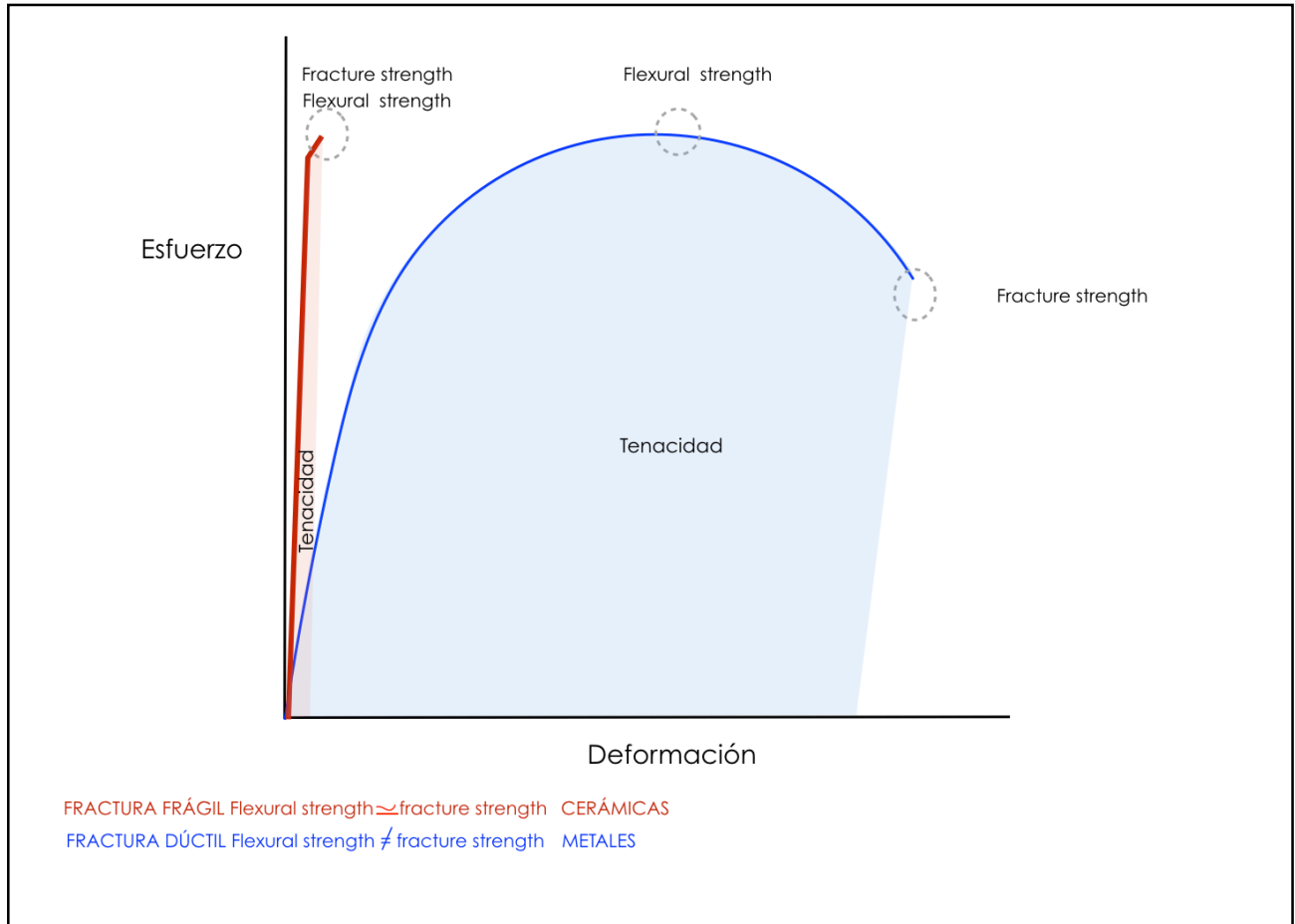


Figura 11. Representación gráfica de fractura frágil y fractura dúctil

En una fractura frágil, los materiales cerámicos se rompen iniciando grietas en defectos ya existentes y propagándolas. En materiales cerámicos, para probetas de idéntico material los valores de tensión de fractura son diferentes debido a las imperfecciones que sufren durante su proceso de fabricación que dan lugar a la presencia de grietas subcríticas que se propagan lentamente. Si el esfuerzo real amplificado por la grieta excede a la resistencia del material la grieta puede crecer y causar fractura aún cuando el esfuerzo aplicado sea pequeño.

Los materiales cerámicos son muy sensibles a la presencia de defectos, por eso, las fuerzas de fractura varían mucho. Griffith demostró que el esfuerzo crítico requerido para hacer que una grieta crezca espontáneamente en un material frágil se puede calcular mediante la siguiente ecuación:

$$\sigma_c = \sqrt{2E\gamma / \pi a}$$

$(\sigma)_c$ = esfuerzo requerido para que la grieta cause la fractura del material

E = módulo de elasticidad del material

γ = energía de superficie específica o tensión superficial

a = mitad de la longitud de una grieta interna, o longitud total de una grieta superficial.

A partir de este modelo se concluye que la resistencia en tensión de un material cerámico depende del tamaño y de los defectos que posea.

En los materiales cerámicos existe una dispersión considerable de defectos, es decir, existen muchos defectos de tamaño diferente, por esta razón, la resistencia a la fractura de estos materiales tiene valores dispersos.

Es por esto, que, para describir la fractura de una cerámica, se utiliza la distribución de probabilidad acumulada de Weibull. Dicha distribución responde a la siguiente ecuación:

$$F = 1 - \exp \left[-V_E \left(\sigma / \sigma_0 \right)^m \right]$$

Donde:

F = probabilidad de fractura del material, así, F=0 no hay fractura y F=1, hay fractura

V_E = volumen efectivo. Es el volumen equivalente al que debería someterse una muestra del material en tensión, para que falle de manera similar a la muestra en flexión.

σ = esfuerzo en tensión aplicado sobre el material.

σ_0 = esfuerzo característico. Es una propiedad del material sin significado físico concreto. Simplemente define que tan elevados o bajos son los valores de la distribución de esfuerzos.

m =módulo de Weibull. Define que tan dispersa es la distribución del esfuerzo. Así, si $m=0$ la distribución de los defectos críticos es uniforme, y para cualquier valor de la tensión aplicada σ existirá un defecto crítico capaz de producir la rotura, en consecuencia, se puede romper con cualquier tensión.

Si $m \rightarrow \infty$ sólo existen defectos críticos cuando se supera un valor determinado de la tensión σ . Otros valores intermedios del módulo de Weibull, m , indican distribuciones de defectos críticos con mayor o menor dispersión según m se aproxime a cero o a infinito.

II.e. Translucidez

La translucidez se define como la propiedad de un material por el cual una gran parte de la luz transmitida se somete a dispersión. Con el aumento de la translucidez, la luz es capaz de pasar a la superficie y se dispersa dentro de la restauración.

La transmitancia (T) de una sustancia en solución es la relación entre la cantidad de luz transmitida que llega al detector una vez que ha atravesado la muestra, y la cantidad de luz que incidió sobre ella, y se representa normalmente en tanto por ciento: $\% T = I_t/I_o \times 100$. La transmitancia nos da una medida física de la relación de intensidad incidente y transmitida al pasar por la muestra. La absorbancia (A) es un concepto más relacionado con la muestra puesto que nos indica la cantidad de luz absorbida por la misma, y se define como $-\log_{10} T$. Cuando la intensidad incidente y transmitida son iguales ($I_o = I_t$), la transmitancia es del 100% e indica que la muestra no absorbe a una determinada longitud de onda, y entonces A vale $\log 1 = 0$.

El porcentaje de transmitancia ($T\%$), se considera una herramienta válida para evaluar la translucidez y se evalúa midiendo tanto la luz que llega al detector como la luz que pasa a través del objeto y luego se dispersa. Se pueden utilizar dos tipos de $T\%$ para evaluar la translucidez de las cerámicas

dentales: transmitancia directa ($T_d\%$) y transmitancia total ($T_t\%$). La $T_d\%$ evalúa la luz que pasa directamente a través del espécimen sin dispersión ni difusión. Se puede usar $T_d\%$ cuando la muestra a medir es transparente y tiene pocos factores de dispersión o difusión. La $T_t\%$ evalúa toda la luz que pasa a través de la muestra, que incluye la transmitancia directa y la transmitancia difusa. Por tanto, se puede usar $T_t\%$ cuando la muestra a medir es translúcida o nebulizada, tal como con cerámica dental.

III. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

La evolución tecnológica permite realizar restauraciones dentales completamente cerámicas, pero dada la complejidad de la anatomía a la que se adaptan, la influencia de los tratamientos térmicos y de los trabajos superficiales a las que son sometidas no se pueden generalizar los resultados obtenidos por los diferentes autores sobre sus propiedades mecánicas.

La medida de las propiedades mecánicas, se manejan de tal modo que muestran un resultado independiente del diseño del dispositivo, empleando métodos y geometría de las muestras estandarizadas. Existe una multiplicidad de normas técnicas y métodos de prueba que hacen necesario un trabajo posterior de valoración e interpretación de los resultados obtenidos.

En la prueba de resistencia a la flexión se miden el módulo elástico y la carga de fractura, dos de las propiedades mecánicas más importantes de los materiales cerámicos. Con frecuencia constituyen el punto de comparación sobre la cual se basa la selección entre diversos materiales. En general, las pruebas sobre materiales cerámicos se realizan midiendo el estrés de fractura a la tracción, ya que en estos materiales es la activación de los defectos presentes en el interior de la estructura del material, lo que produce la fractura del mismo (poros, inclusiones, microdefectos intrínsecos en la estructura cristalina).

Las configuraciones de pruebas usadas para los materiales metálicos no son adaptables a los materiales cerámicos ya sea por su dureza elevada o su fragilidad relativa. En las pruebas de tracción sobre materiales cerámicos, las muestras estándar son barras de sección rectangular que se someten a pruebas de flexión monoaxial o biaxial.

Las pruebas de flexión monoaxial son pruebas de flexión en tres o cuatro puntos. La prueba de flexión en cuatro puntos es la de mayor severidad, ya que un volumen mayor de material es sometido al máximo estrés, por lo que la probabilidad que el estrés aplicado active un defecto es mayor porque

III. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

aumenta la probabilidad que en el volumen estresado este presente un defecto. Por este motivo los valores de resistencia a la flexión medidos en las pruebas de flexión de cuatro puntos son para las muestras de dimensiones idénticas, sistemáticamente inferiores a aquellas medidas con la prueba de tres puntos.

Los fracasos por chipping de las restauraciones ceramo cerámicas de óxido de zirconio con recubrimiento de cerámica feldespática, han llevado a la elaboración por parte de las casas comerciales de zirconas más translúcidas para poder hacer restauraciones de forma monolítica de contorno completo y conseguir unos resultados estéticos adecuados. Minimizar la posibilidad de fractura de la restauración, eliminar procesos en la fabricación de la restauración y por lo tanto minimizar errores, abaratar costes y hacer preparaciones dentarias más conservadoras son algunas de las ventajas de utilizar zirconio monolítico.

Uno de los problemas del uso de óxido de zirconio de forma monolítica era su escasa traslucidez con lo que no conseguíamos las propiedades ópticas deseadas para conseguir una adecuada integración de las restauraciones.

Por todos estos motivos, el análisis de las propiedades estructurales, ópticas y mecánicas, es necesario para determinar las indicaciones de los materiales dentales.

Por lo que se considera adecuado la realización de estudios *in vitro* e *in vivo* de los materiales restauradores, para ajustar las indicaciones de estos materiales en la clínica odontológica.

Aunque las casas comerciales, realizan sus propios estudios, se requieren estudios independientes que confirmen tanto la estructura como sus propiedades.

Por ello, en el presente trabajo de investigación se pretende como **objetivo principal** : evaluar la resistencia a la flexión en 3 puntos y la traslucidez de

diferentes materiales cerámicos así como analizar la relación entre ambas variables, antes y después de ser sometidos a envejecimiento artificial .

Para ello se siguen los criterios de la norma ISO 6872:1995, esta norma, especifica los requisitos y los correspondientes métodos de ensayo para los materiales de cerámica dental de todas las restauraciones fijas de cerámica. Para poder comparar los zirconios actuales con los zirconios de primera generación, hemos necesitado realizar probetas de las mismas dimensiones que los estudios previos realizados con estos materiales ⁽⁸⁸⁾. Por ello, las dimensiones de las probetas no corresponden con las que indica la nueva norma ISO 6872:2015 para materiales CAD/CAM inexistente en ese momento. Los objetivos secundarios propuestos en el presente trabajo fueron los siguientes:

1. Caracterización de la estructura mediante Microscopía Electrónica de Barrido y la composición mediante espectroscopia de dispersión de rayos X de los 5 grupos cerámicos estudiados
2. Comparación de las fases cristalinas mediante difracción de rayos X de los 5 grupos cerámicos estudiados antes y después de envejecimiento artificial por termociclado.
3. Evaluar y comparar la translucidez de las cinco cerámicas empleadas en este estudio.
4. Calcular y comparar la resistencia a la flexión en 3 puntos antes y después de envejecimiento artificial por termociclado de las cinco cerámicas empleadas en este estudio.
5. Estudiar la relación entre la resistencia a la flexión y la translucidez de los 5 grupos de cerámicas estudiadas.

IV. HIPÓTESIS DE TRABAJO

La hipótesis de trabajo planteada en la presente investigación fue:

Teniendo en cuenta que la composición de una cerámica afecta de manera distinta a sus propiedades físicas, ópticas y mecánicas, se espera que la translucidez de las cerámicas de alta resistencia tenga relación con su resistencia a la flexión evidenciándose que a mayor translucidez el material presente una menor resistencia a la flexión.

Primera Hipótesis nula ($H_{0,1}$):

No existe diferencia estadísticamente significativa en el nivel de translucidez de los diferentes materiales cerámicos estudiados

Segunda Hipótesis nula ($H_{0,2}$):

No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la flexión de los diferentes materiales cerámicos estudiados

V. MATERIAL Y MÉTODO

Las cerámicas estudiadas en el presente trabajo de investigación fueron las siguientes:

- Zirconio HIP post sinterizado DC-Zircon®(DCS Dental AG)
- Zirconio presinterizado DC-Shrink®(DCS Dental AG)
- GC Initial Zirconia® ST
- GC Initial Zirconia® HT
- Disilicato de litio IPS e.max Press ®LT

V.a. Propiedades mecánicas de las cerámicas empleadas aportadas por la casa comercial

1. Cerámica **Zirconio HIP post sinterizado DC-Zircon (DCS Dental AG)**

| PROPIEDADES | VALOR |
|--|-------------------------------------|
| ZrO ₂ / Y ₂ O ₃ | 95%5 |
| Pureza (Zr/Hf/Y) | 99/90% |
| Peso volumétrico | >6.08 g/cm ³ |
| Porosidad abierta | 0% |
| Tamaño de grano medio | >0.6 μm |
| Dureza Vickers | 1200 VHN |
| Resistencia a la compresión | 2000 MPa |
| Resistencia a la flexión | 1200 MPa |
| Módulo de tensión | 210 GPa |
| Desgaste (anillo sobre disco) | < 0.002 mm ³ / h |
| Resistencia a la corrosión en solución de Ringer a 37° | <0.01 mg/ m ² x 24 horas |

Tabla 5. Propiedades DC-Zircon® (DCS)

2. Cerámica **zirconio presinterizado DC-Shrink (DCS Dental AG)**

| PROPIEDADES | VALOR |
|--|----------|
| ZrO ₂ / Y ₂ O ₃ | 95%5 |
| Pureza (Zr/ Hf /Y) | 99/90% |
| Resistencia a la flexión | 1000 MPa |
| Dureza Vickers | 1200 VHN |
| Resistencia a la compresión | 2000 MPa |
| Módulo de tensión | 210 GPa |

Tabla 6. Propiedades DC-Shrink® (DCS). Estos valores se refieren al material después del sinterizado.

3. Cerámica **GC Initial Zirconia ST**

| PROPIEDADES | VALOR |
|--------------------------------|-------------------------|
| ZrO ₂ | 92.8% |
| Y ₂ O ₃ | 5.00% |
| Hf | 2.00% |
| Al ₂ O ₃ | 0.20% |
| Peso volumétrico | >6.05 g/cm ³ |
| Dureza Vickers | 1250 VHN |
| Resistencia a la flexión | 1250 MPa |
| CET (50-500°C) | 10.3s T |

Tabla 7. Propiedades GC Initial Zirconia ST®

4. Cerámica **GC Initial Zirconia HT**

| PROPIEDADES | VALOR |
|--------------------------------|-------------------------|
| ZrO ₂ | 92.8% |
| Y ₂ O ₃ | 5.15% |
| Hf | 2.00% |
| Al ₂ O ₃ | 0.05% |
| Peso volumétrico | >6.05 g/cm ³ |
| Dureza Vickers | 1250 VHN |
| Resistencia a la flexión | 1250 MPa |
| CET (50-500°C) | 10.3s |

Tabla 8. Propiedades GC Initial Zirconia HT®

5. Cerámica **Disilicato de litio IPS e.max Press LT**

| PROPIEDADES | VALOR |
|--------------------------|---|
| Componentes | SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ y P ₂ O ₅ |
| Módulo de elasticidad | 95 GPa |
| Nanodureza Vickers | 5800MPa |
| Resistencia a la flexión | 400MPa |
| Tamaño de grano medio | >0.6 µm |
| CET (100-500) | 10.5 |

Tabla 9. Propiedades disilicato de litio IPS e.max Press®ST**V.b. Confección de las probetas**

Para el presente trabajo de investigación, se fabrican un total 124 probetas: 30 probetas de probetas Zirconio HIP post sinterizado DC-Zircon, 30 probetas de zirconio presinterizado DC-Shrink, 24 probetas de GC Initial Zirconia ST, 24 probetas de GC Initial Zirconia HT y 16 probetas de Disilicato de litio IPS e.max Press LT.

Las probetas se fabricaron en croma B1 de la Guía de colores VITA classical A1–D4®. El croma de todas las probetas se verificó con el espectrofotómetro Spectro Shade Micro Medical High Technologies (Verona, Italia).

La norma ISO 6872:2015, recoge las dimensiones de los especímenes para pruebas de flexión en tres y cuatro puntos, estableciéndose en una anchura de $(4 \pm 0,2)$ mm (dimensión del lado perpendicular a la dirección de la carga aplicada y un espesor de $(2,1 \pm 1,1)$ mm (con 3,0 mm recomendado, dimensión del lado paralelo a la dirección de la carga aplicada)

Pero este estudio se inició antes de la existencia de esta norma, y la norma vigente de ese momento era la norma ISO 6872: 1995, que especifica los requisitos y los correspondientes métodos de ensayo para los materiales de cerámica dental pero no recogía especificaciones de las dimensiones de las muestras de ensayo de la cerámica de óxido de zirconio, por lo que se realizan siguiendo el protocolo del estudio de Tinschert J. y cols.(79) de resistencia a la flexión de las cerámicas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia,

Zirconia TZP y Zirconia TZP-A con un 25% del peso en alúmina por ser muy similar a este ensayo.

Las probetas se prepararon con las siguientes dimensiones:

- Anchura: 5mm
- Longitud: 25mm
- Espesor: 3mm

A continuación, se evaluó la translucidez de las probetas con el espectrofotómetro UV-1800 UV-VIS Shimadzu, Jenck S.A., realizando cinco mediciones en una probeta de cada tipo de cerámica estudiada.

La mitad de las probetas de cada tipo de cerámica se sometió a envejecimiento artificial en termociclado y la otra mitad se dejó en estado basal antes de realizar la prueba de resistencia a la flexión en 3 puntos.

La mecanización de las probetas se realizó en el centro de fresado Fresdental S.L. (Alicante, España) y el proceso de encerado e inyectado del disilicato de litio y el sinterizado del zirconio DC-Shrink, se realizó en el laboratorio dental Ortodentis S.L (Madrid, España).

El análisis de la translucidez, el envejecimiento de las muestras, las pruebas de flexión, así como su valoración y análisis de los resultados se realizaron en el Laboratorio de Investigación del Departamento de Estomatología II de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

El análisis con MEB se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL, Tokio, Japón) y el análisis mediante difracción de rayos X en el CAI de la Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad Complutense de Madrid.

V.c. Diseño de las probetas de óxido de zirconio y óxido de zirconio-alúmina

El diseño de las probetas de óxido de zirconio se realizó mediante el software Preciscan 4.50 DCS Precident®. Una vez diseñadas las probetas, se envió la información al centro de fresado Fresdental, para el mecanizado de las

probetas en la fresadora Precimill (DCS Precident®). Se trata de una fresadora de tres ejes de alta precisión que calcula automáticamente las trayectorias de cada fresa para realizar el trabajo, la refrigeración, el tiempo y el número de probetas por placa, trabaja a 60.000 rpm y a una potencia de 1.6 kW.

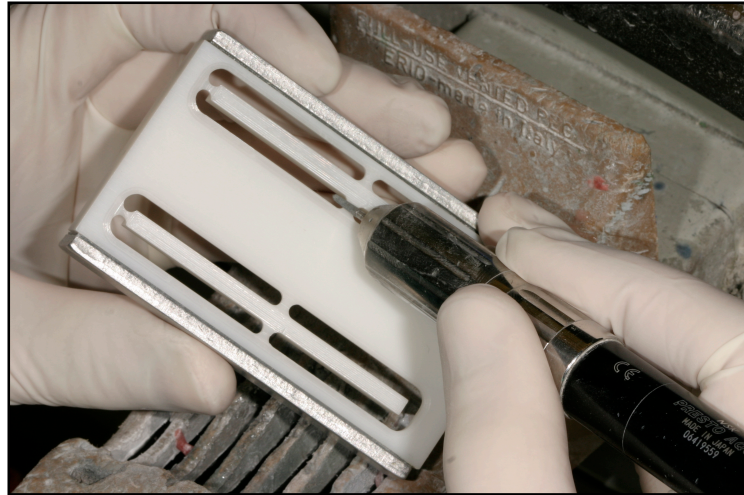


Figura 12. Preparación de las probetas de zirconio HIP DC-Zircon

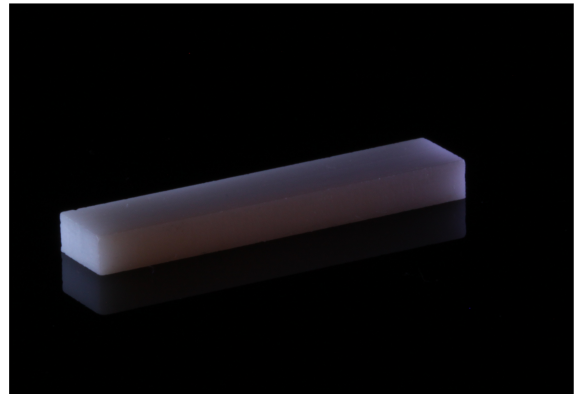
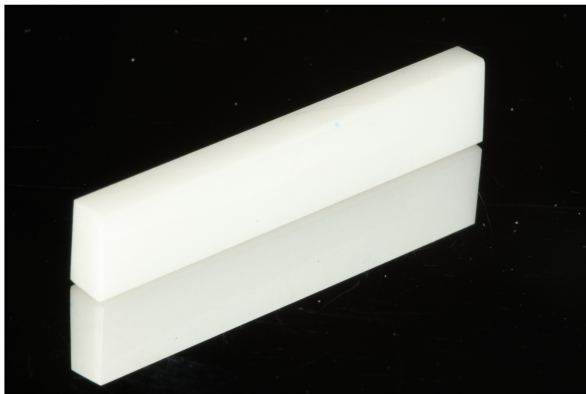


Figura 13 y 14. Probeta terminada de zirconio HIP DC-Zircon

V.d. Diseño de las probetas de disilicato de litio e.max Press

Se realizaron las probetas en cera con las dimensiones predeterminadas para posteriormente proceder al colado de las mismas. Para ello, el primer

paso se realizó el revestimiento utilizando 100 mg de polvo y 27 ml de líquido a temperatura ambiente durante dos minutos y preparándolo en la mezcladora Press Vest Speed (Ivoclar Vivadent)

Se dejó fraguar durante 30 minutos y pasado ese tiempo se llevó al horno.

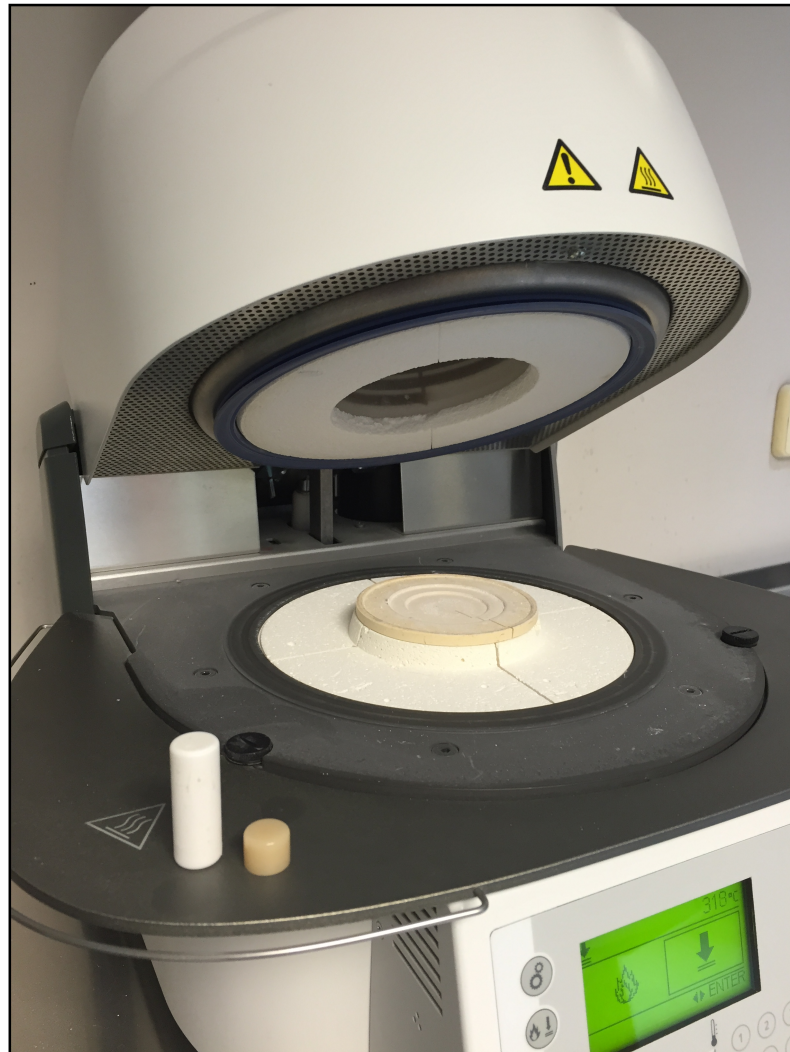


Figura 15. Horno para inyectado de las probetas de Disilicato de Litio

Se dejaron 30 minutos en el horno y después se inyectó la pastilla de cerámica de disilicato de litio.

A continuación, se dejaron enfriar las muestras y se chorrearon con perlas de

vidrio Precixan de 50 micras y se cortaron los jitos o bebederos. Las probetas obtenidas se repasaron con turbina refrigerada con agua. Se terminaron de limpiar con vapor y se chorrearon con vidrio (perlas de vidrio Preciscan de 50 micras).



Figura 16. Probeta terminada de Disilicato de litio e.max Press LT

V.e. Clasificación y numeración de las probetas

La distribución de las probetas se realizó de creando una lista aleatoria en un libro de Excel 2015 (versión 15.32 Microsoft Corp, USA), creándose diez grupos de estudio. Cada probeta se codificó con dos letras y un número. La primera letra para indicar el tipo cerámica, así, óxido de zirconio HIP DC-Zircon (H), óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (P), óxido de zirconio-alúmina GT Initial ST (S), óxido de zirconio-alúmina GC Initial HT (T) y disilicato de litio e.max Press (D).

La segunda letra hace referencia si la muestra está en estado basal (B) o se ha sometido a envejecimiento por termociclado (E).

El número, indica el orden dentro de cada conjunto. De modo que las muestras quedaron distribuidas:

- Grupo HB: probetas de zirconio HIP DC-Zircon, de HB1 a HB16
- Grupo HE: probetas de zirconio HIP DC-Zircon envejecidas, de HE1 a HE14
- Grupo PB: probetas de zirconio presinterizado DC-Shrink, de PB1 a PB16
- Grupo PE: probetas de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecidas, de PE1 a PE14
- Grupo SB: probetas de zirconio-alúmina GC Initial ST, de SB1 a SB14
- Grupo SE: probetas de zirconio-alúmina GC Initial ST envejecidas, de SE1 a SE10
- Grupo TB: probetas de zirconio-alúmina GC Initial HT, de TB1 a TB14
- Grupo TE: probetas de zirconio-alúmina GC Initial HT envejecidas, de TE1 a TB10
- Grupo DB: probetas de disilicato de litio IPS e.max Press, de DB1 a DB8
- Grupo DE: probetas de disilicato de litio IPS e.max Press envejecidas, de DE1 a DE8.

V.f. Croma de las probetas

El croma de todas las probetas se verificó con el espectrofotómetro Spectro Shade Micro Medical High Technologies (Verona, Italia). Es un espectrofotómetro de luz visible que contiene una fuente de radiación óptica, un medio de dispersión de la luz, un sistema óptico para medición, un detector y un medio de conversión de la luz obtenida a una señal que puede ser analizada. Los datos obtenidos a partir de espectrofotómetros deben ser manipulados y traducidos en una forma útil para los profesionales de la odontología. Las mediciones obtenidas por los instrumentos son con frecuencia introducidas a las guías de colores dentales y convertidos en guías de color equivalentes:

1. Zirconio HIP DC-Zircon:

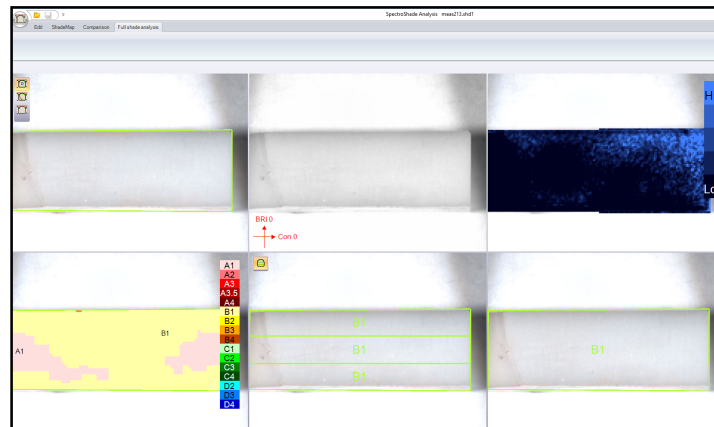


Figura 17. Análisis del color de la cerámica HIP DC-Zircon

2. Zirconio presinterizado DC-Shrink

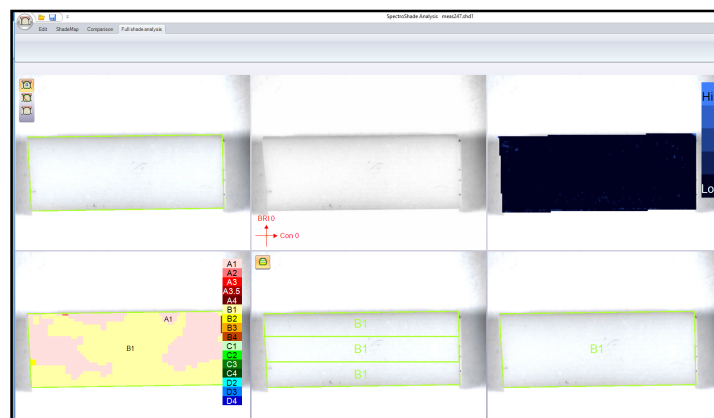


Figura 18. Análisis del color de la cerámica DC-Shrink

3. Zirconio-alúmina GC Initial ST

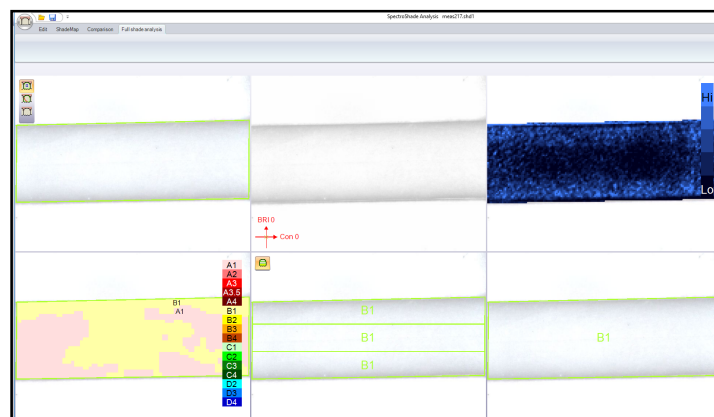


Figura 19. Análisis del color de la cerámica GC Initial ST

4. Zirconio-alúmina GC Initial HT

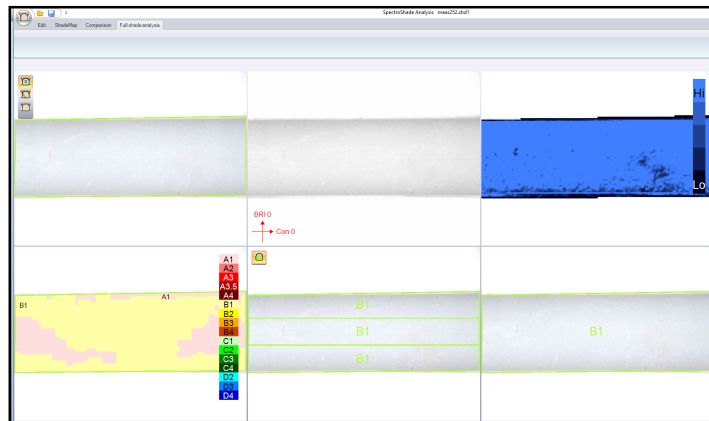


Figura 20. Análisis del color de la cerámica GC Initial HT

5. Disilicato de Litio IPS e.max Press LT

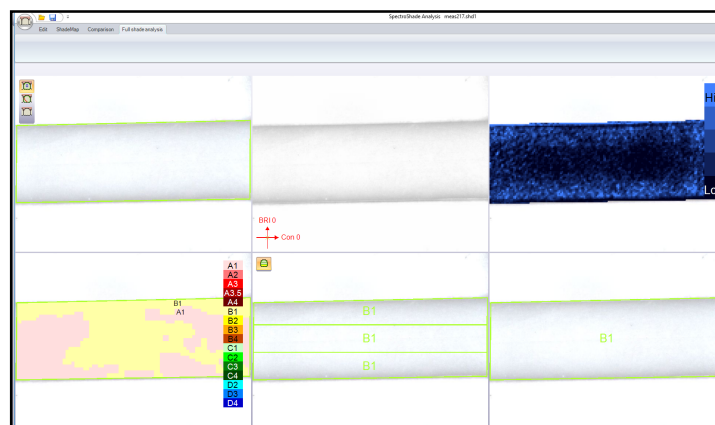


Figura 21. Análisis del color de la cerámica IPS e.max Press LT

V.g. Translucidez de las probetas

Se estudió la translucidez de las diferentes cerámicas con el espectrofotómetro UV-1800 UV-VIS Shimadzu, Jenck S.A.



Figura 22. Espectrofotómetro UV-1800 UV-VIS Shimadzu, Jenck S.A.

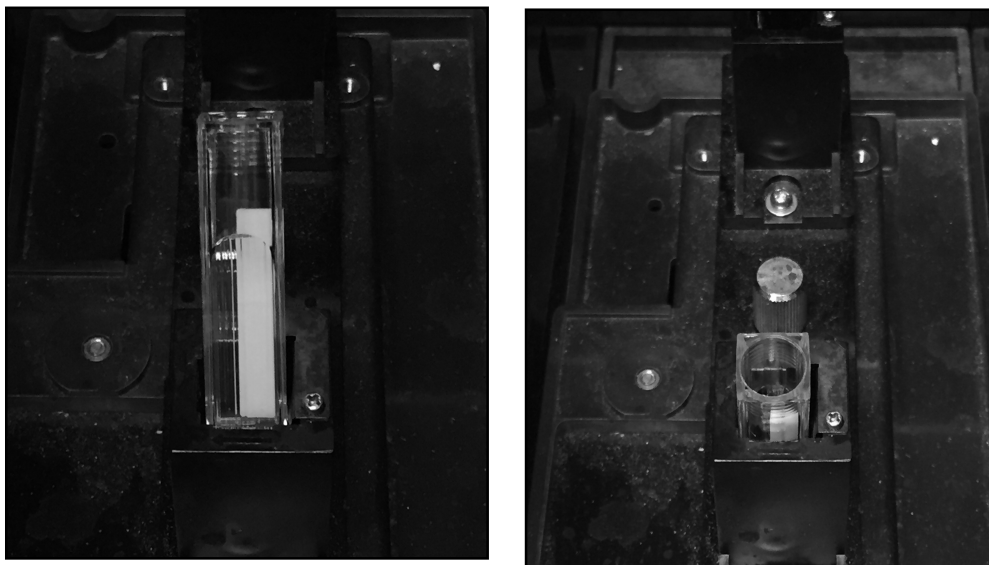


Figura 23 y 24. Probeta de cerámica dentro del espectrofotómetro.

Se midió la transmitancia a una longitud de onda de 550 nm de cada una de las cerámicas para hacer un análisis comparativo de las mismas. Esta longitud de onda se seleccionó basándose en la definición de la Comisión Internacional de Claridad (CIE). Dado que el ojo humano es sensible a longitudes de onda entre 380 y 780 nm, siendo más sensible a 555 nm, se definió como la máxima intensidad luminosa espectral por la CIE.

Se realizan cinco mediciones para cada tipo de cerámica.

V.h. Envejecimiento de las muestras

La mitad de las probetas de cada tipo de cerámica se sometió a un procedimiento de envejecimiento artificial por termociclado en el Laboratorio de Investigación del Departamento de Estomatología II de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.



Figura 25. Máquina de termociclado

Se sometió a 10.000 ciclos, en dos cubas a temperaturas de 5°C y 55°C respectivamente. Esta es la temperatura de termociclado recogida por la Organización Internacional de Estandarización (ISO/TS 11405:2003 (E))(80). La selección de 55°C para el calor se debe a que es el límite de la temperatura a la que se podría beber una bebida caliente, en cuanto al frío, la temperatura que se alcanza en bica no será menor de 0°C, que es la del hielo. Cada ciclo se realiza durante 20 segundos en cada una de las cubas con 20 segundos de recuperación.

Gale y Darwell consideran que 10.000 ciclos representan aproximadamente un año de función oral, basados en el hecho de que se producen entre 20 y 50 ciclos al día (81).

La fórmula de saliva artificial utilizada fue la propuesta por Fusayama y cols. en el artículo Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other (82).

| | |
|---|----------------------------|
| Na₂S | 0.0008 |
| Mg₂P₂O₇ | 0.0008 |
| Mucina | 2.000 |
| CO(NH₂)₂ | 0.5000 |
| Na₂HPO₄ | 0.3000 |
| CaCl₂ | 0.3000 |
| KCl | 0.2000 |
| NaCl | 0.2000 |
| q.s. 500 ml | H ₂ O destilada |

Tabla 10. Fórmula de saliva artificial

V.i. Metodología de la prueba de resistencia a la flexión en tres puntos

Toda la instrumentación descrita a continuación se encuentra en el laboratorio de Investigación del Departamento de Estomatología II de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Se siguen las especificaciones de la prueba de ensayo de resistencia a la flexión de 3 puntos de la norma ISO 6872.

- Máquina universal para ensayos mecánicos, preparada para ejecutar ensayos de flexión en tres puntos. Hounsfieldtest H-Ti Equipment, Croydon.
- Distancia de los apoyos: 15mm
- Precarga: 100N
- Retorno Automático
- Límite de fuerza: 5000N
- Límite de desplazamiento 5mm
- Velocidad: 1mm/min
- Alojamiento para las muestras, específicamente diseñados para este tipo de pruebas. La distancia de los apoyos es de 15mm, la carga se

aplica en el punto medio entre los soportes por medio de un puntero de cromo-cobalto-vanadio-molibdeno. La plataforma, se acopla posteriormente a la máquina universal para ensayos mecánicos y permanece fija durante el experimento. La parte inferior de la máquina, que es la que produce el movimiento de aproximación, va acoplada a una platina de sección prismática triangular, de forma que una de las aristas es la que incide sobre la faceta de porcelana. Se determina la carga requerida para romper la pieza de ensayo. Se repite el procedimiento con las restantes muestras.

- Equipamiento informático formado por un ordenador HP con procesador Dual core 1700 x 2 mhz y sistema operativo Windows 7 profesional acoplado a la máquina de ensayos mecánicos.
- Los especímenes confeccionados se llevaron a la máquina universal para ensayos mecánicos. Una vez instalados los aditamentos, se llevó a cabo el ensayo específico de resistencia a la flexión en tres puntos. Todos los cálculos se presentan en Mega Pascales (MPa).
- Velocidad del Test: 1mm/min.

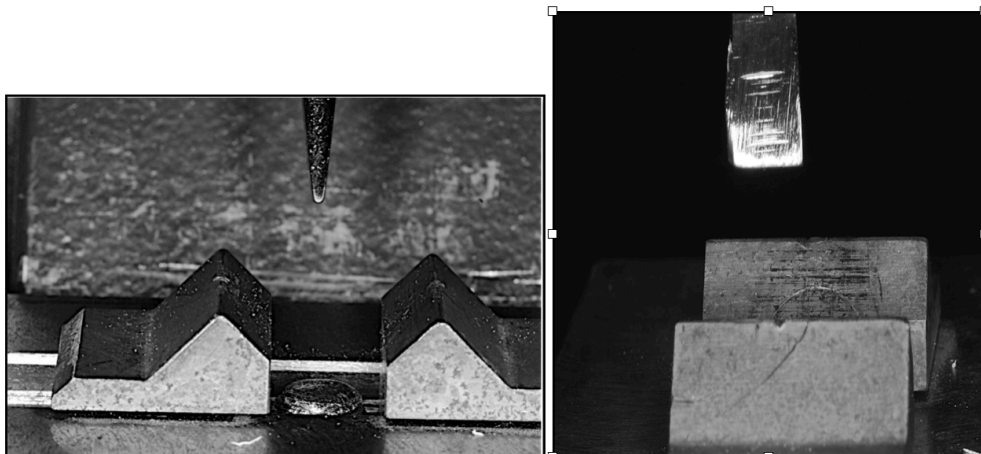
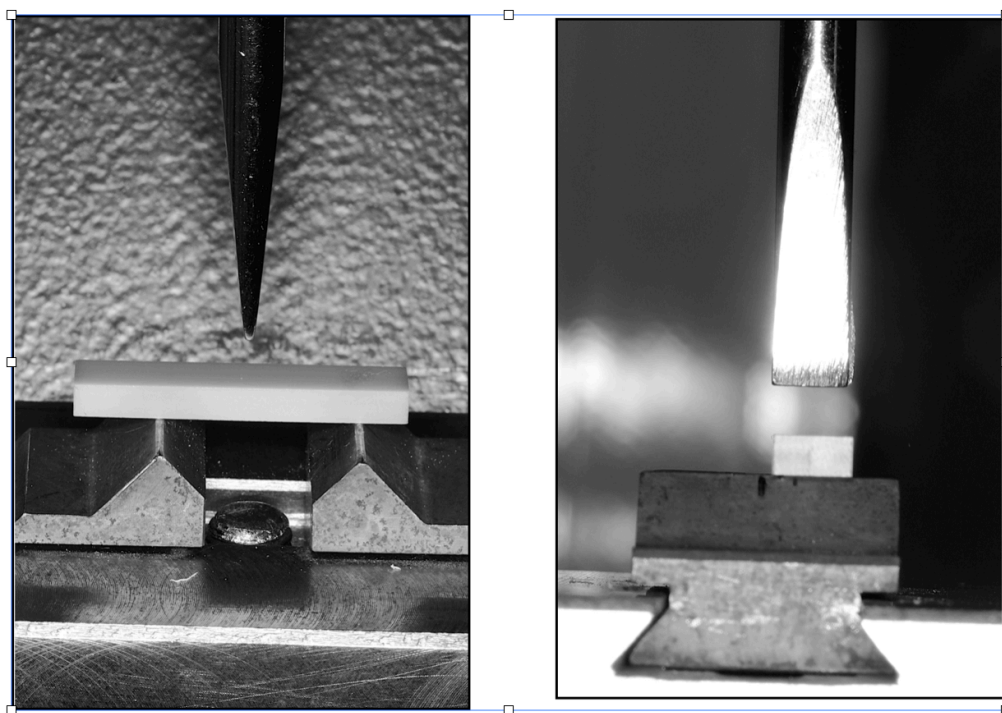


Figura 26 y 27. Dispositivo antes de realizar la prueba de flexión en tres puntos, visión frontal y lateral



Figuras 28 y 29. Muestra de cerámica en el dispositivo antes de realizar la prueba de resistencia a la flexión en tres puntos, visión frontal y lateral.

V.j. Análisis de las muestras

V.j.1 Caracterización micro-estructural y química

Se optó por la observación directa mediante Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) asistida por ordenador. Este método supone una interesante aportación en la caracterización de materiales, ya que permite realizar una completa identificación de todos sus componentes. El MEB nos permite hacer una descripción macroscópica de la superficie de la cerámica, así tamaño y forma de los granos, aparición de poros, distribución y tamaño de los poros.

Nos ofrece la posibilidad de observar imágenes y simultáneamente conocer su composición química. El MEB es el mejor método adaptado al estudio de la morfología de las superficies.

Los resultados de un análisis cualitativo pueden ser representados en dos

formatos gráficos principalmente: se trata del mapa de elementos (x-ray mapping) y del análisis de línea (line-scan). La primera técnica consiste básicamente en encuadrar una determinada área de la superficie de la muestra observada y mediante el análisis de rayos X obtener los elementos presentes en esa área seleccionada y su concentración. Con la técnica de análisis de línea, trazamos una línea que recorre parte de la superficie de la muestra observada. El análisis de rayos X nos dará los elementos que se localizan en la línea trazada y su concentración.

En este estudio se realizó el análisis cualitativo mediante un mapa de elementos. Para poder llevar a cabo esta técnica, es necesario que la muestra tenga una alta conductividad eléctrica, por lo que se necesita metalizar su superficie. La superficie debe estar limpia y ser lisa y se tiene que fijar a un soporte portamuestras que se estabiliza a una mordaza para que sea estable bajo el haz de electrones.

El primer paso es seleccionar la superficie que queremos observar, para lo que nos ayudamos de un microscopio para elegir la superficie correcta.

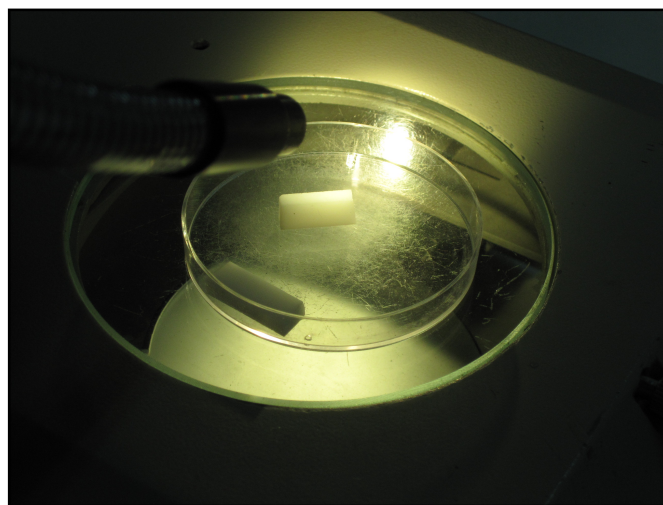


Figura 30 y 31. Microscopio óptico para seleccionar la superficie a analizar

A continuación, procedimos a la metalización de la muestra. El objetivo es obtener imágenes de gran calidad y resolución, evitando la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora.

El recubrimiento se llevó a cabo mediante un proceso de electrodeposición en cámara de vacío con atmósfera de argón, utilizándose la metalizadora modelo K550X (Emitech Quorum Technologies, Kent, Reino Unido).

La metalizadora consta de una máquina de vacío en cuya base se encuentra un soporte giratorio donde se posiciona la muestra y una tapa donde se encuentra una lámina de oro puro conectada a unos electrodos. El proceso comienza con el vacío de la cámara (4×10^{-2} Mbar), tras ellos se genera una diferencia de potencial de 20 mA que se mantiene durante dos minutos. A continuación, se realiza el purgado de la cámara hasta retirar el argón. El proceso dura aproximadamente cinco minutos.

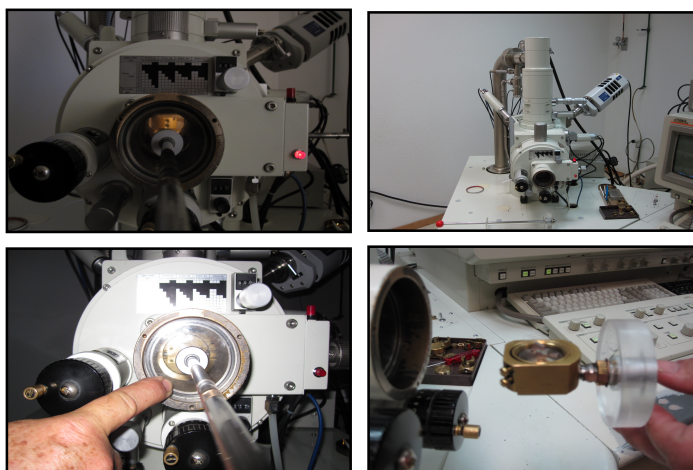


Figuras 32, 33, 34 y 35. Muestra de cerámica en la metalizadora para el recubrimiento mediante electrodeposición

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JEOL JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL, Tokio, Japón). La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3.5 nm y un voltaje entre 0.5 KV y 40 KV.

El detector de dispersión empleado para recoger la información fue Link Pentafet (Oxford Instruments Abingdom, Reino Unido). El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador personal Hewlett-Packard con el software de captación y digitalización de imágenes INCA® Suite Versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite analizar los elementos químicos que componen la muestra y captar imágenes a través de un segundo detector de electrones secundario.

Una vez posicionada la probeta en la mordaza, se enfoca la imagen para obtener una fotografía a 1000, 5000 y 10.000 aumentos de cada probeta. Todas las imágenes se archivan en formato TIFF empleando el programa INCA®, con un código de letras y números que indicaba el sistema cerámico.



Figuras 36, 37, 38 y 39. Probeta alojada en la mordaza antes de introducirse en el Microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope.



Figura 40. Ordenador personal Hewlett-Packard

V.j.2. Caracterización de las fases cristalinas:

La aplicación fundamental de la difracción de rayos X es la identificación cualitativa de la composición de una muestra cristalina. Los Rayos X tienen longitudes de onda de Angstroms del mismo orden que las distancias interatómicas de los componentes de las redes cristalinas. Al ser irradiados sobre la muestra a analizar, los Rayos X se difractan con ángulos que dependen de las distancias interatómicas. El método analítico del Polvo al Azar o de Debye-Scherrer consiste en irradiar con Rayos X sobre una muestra formada por multitud de cristales colocados al azar en todas las direcciones posibles.

Cualquier sustancia cristalina produce un diagrama de difracción característico, se puede realizar un análisis cuantitativo de las fases cristalinas presentes en la muestra fundamentado en el hecho de que las intensidades de las reflexiones de una fase cristalina contenida en una muestra dependen de la concentración relativa de dicha fase en la muestra. Para obtener el porcentaje de cada fase presente se comparan las intensidades con las de los diagramas de control de composición conocida. No nos permite obtener un valor absoluto de la cantidad de cristal, sólo un valor relativo, sólo podemos comparar una muestras con otra.

V.k. Tratamiento de los datos

Se empleó el software SPSS (Statistical Package for Social Science) 20.0 para Mac (IBM Corporation, USA) para el análisis estadístico y se estableció el nivel de significación en el 95% ($\alpha=0,05$).

Se realizó tanto para el estudio de la translucidez de las cerámicas empleadas como para los valores de la resistencia a la flexión en tres puntos antes y después de envejecimiento artificial.

En primer lugar, se realizó la agrupación, clasificación y depuración de todos los datos en una hoja de Excel 2011 para Mac (Microsoft Corporation, USA). Posteriormente los datos fueron exportados al programa SPSS donde se procedió a realizar una estadística descriptiva para las variables translucidez y resistencia a la flexión, obteniendo los valores de la media, las desviaciones estándar, rango y mediana para cada grupo.

Posteriormente se realizaron las correspondientes pruebas inferenciales que comenzaron con la verificación de los principios de normalidad.

- Prueba de Kolmogorov-Smirnov: se utilizó como prueba de bondad de ajuste a una distribución normal de las variables continuas del estudio. La aceptación de la normalidad permitió la aplicación de pruebas de tipo paramétrico.
- Prueba de ANOVA unifactorial y los correspondientes test Post hoc de comparaciones múltiples de Tukey para detectar entre que medias de la de los distintos grupos de cerámicas se establecerían diferencias estadísticamente significativos con respecto a la variable Translucidez
- Prueba de ANOVA unifactorial y los correspondientes test Post hoc de comparaciones múltiples con la corrección de Bonferroni para detectar entre que medias de la de los distintos grupos de cerámicas se establecerían diferencias estadísticamente significativas con respecto a la variable resistencia a la flexión.
- Coeficiente de correlación de Pearson para analizar la relación existente entre la variable translucidez y la variable resistencia a la flexión.

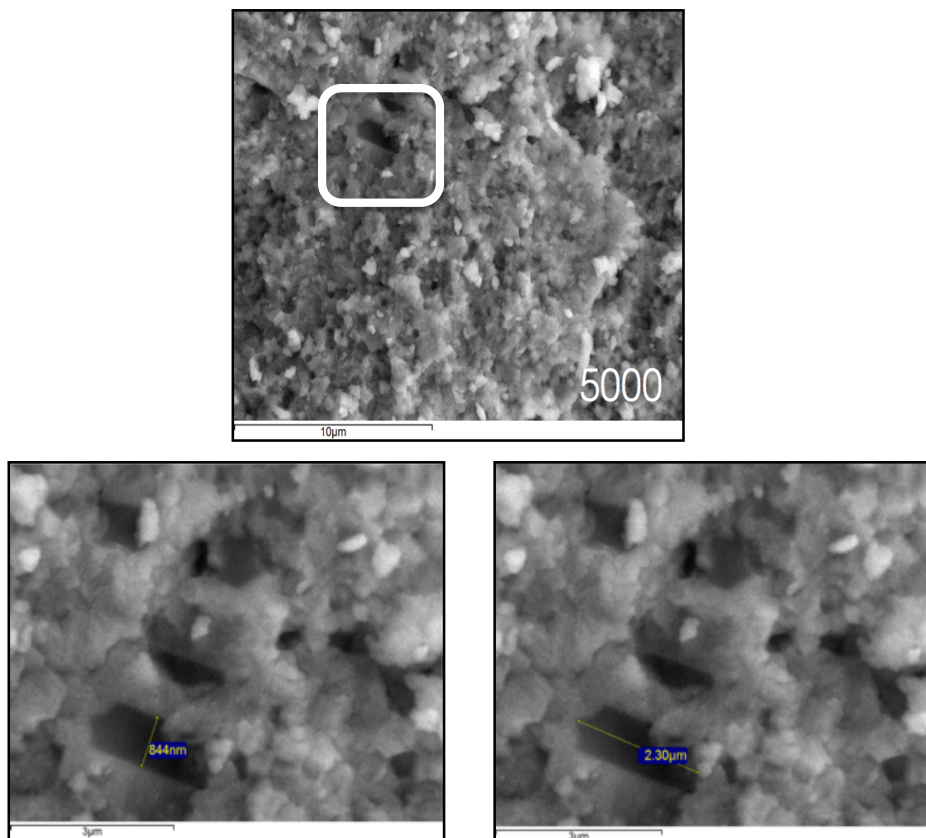
VI.a. Caracterización Micro-estructural y Química

VI.a.1 Microscopía Electrónica de Barrido

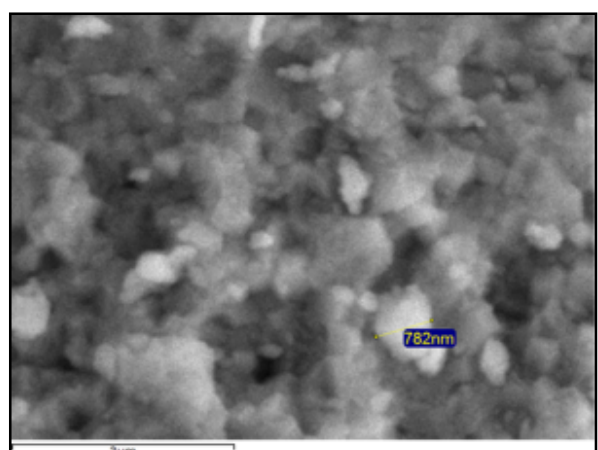
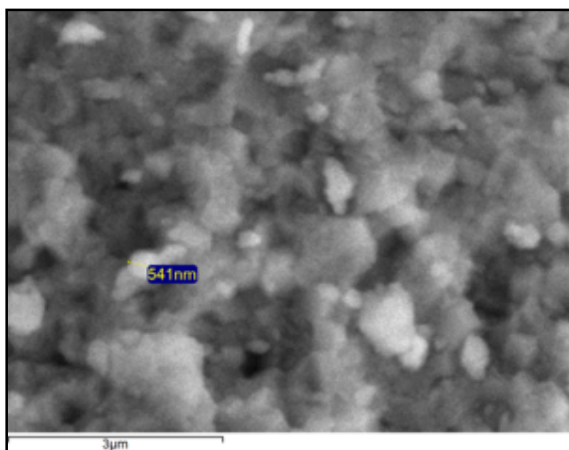
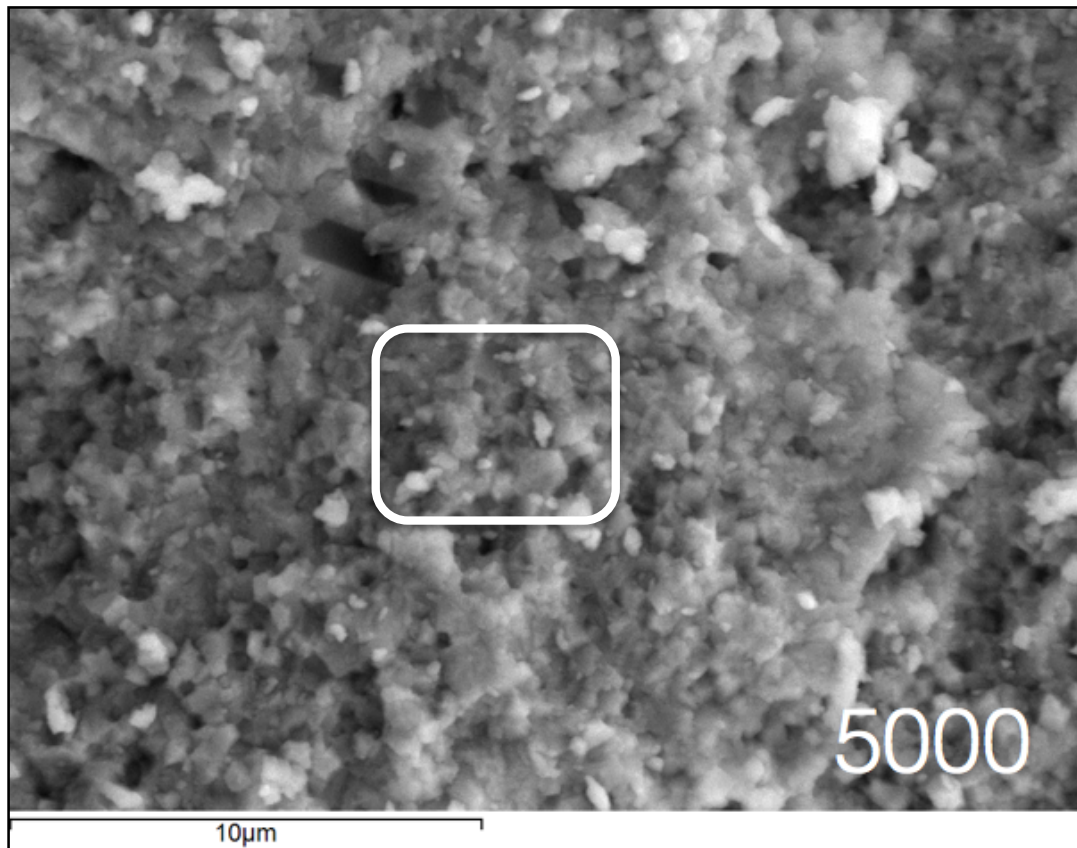
Se realizó la caracterización de las cerámicas mediante MEB, tanto en las muestras en estado basal como en las muestras sometidas a envejecimiento por termociclado. Las imágenes obtenidas nos revelan la siguiente información:

1. Probetas de óxido de Zirconio HIP DC-Zircon:

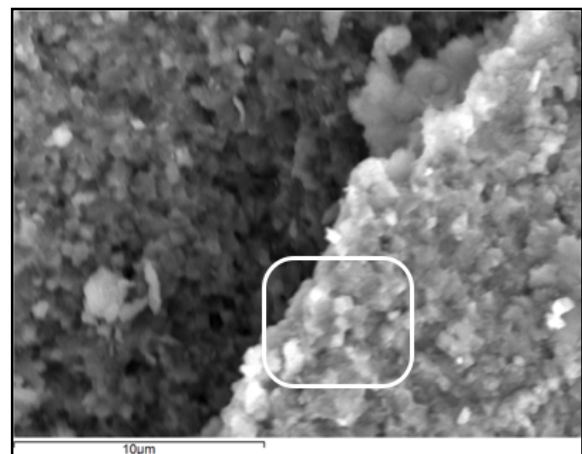
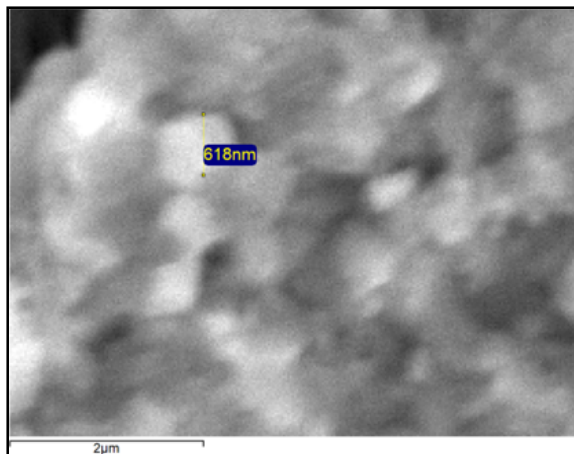
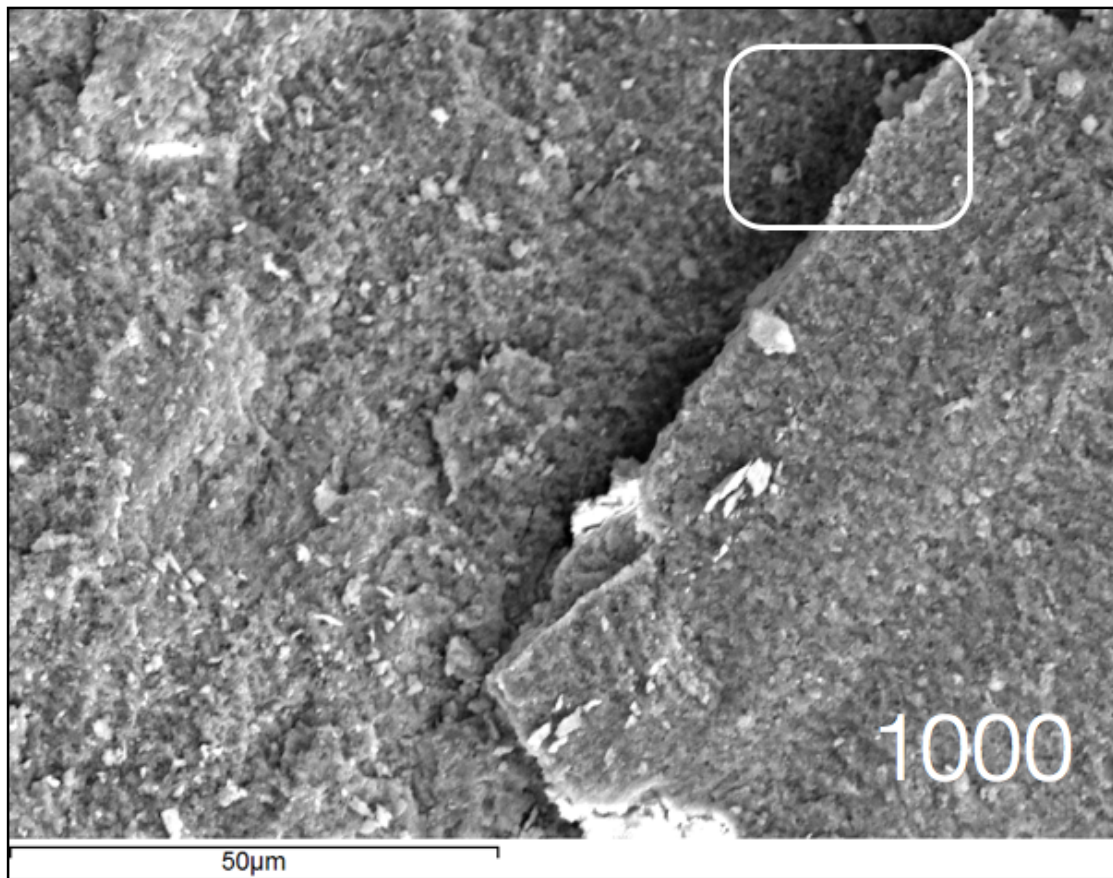
Aparecen poros de un tamaño de 2.30μ de largo x 844nm de ancho. El tamaño del grano de la zona observada varía entre 541 nm y 782 nm , por lo tanto dentro del rango de la longitud de onda de la luz visible ($380\text{-}780\text{ nm}$) tanto para las muestras envejecidas como en estado basal.



Figuras 41, 42 y 43. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro a 10.000 aumentos.



Figuras 44, 45 y 46. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal a 5000 aumentos, detalle de dos granos a 10.000 aumentos

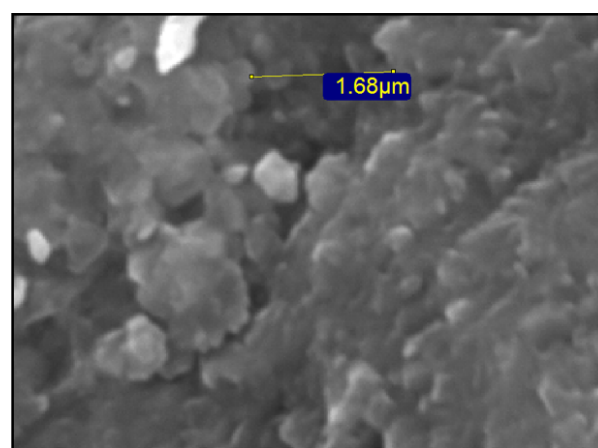
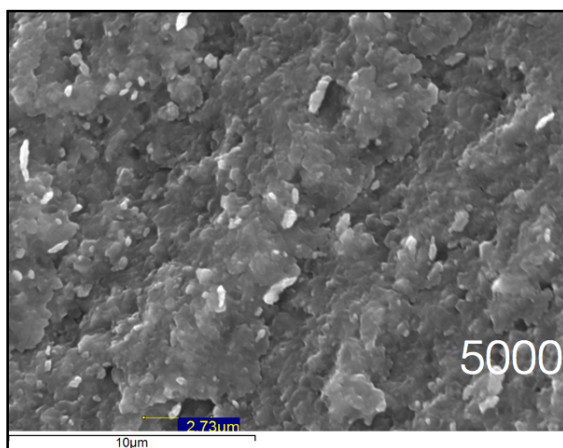
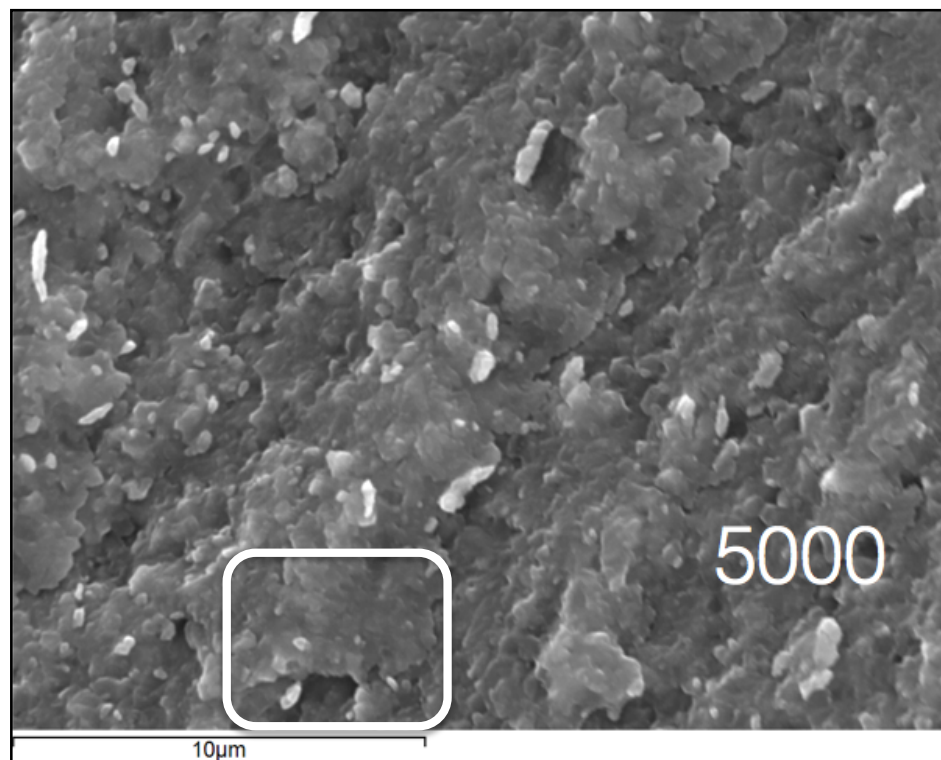


Figuras 47, 48 y 49. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido a 1000 y 5000 aumentos, detalle de un grano

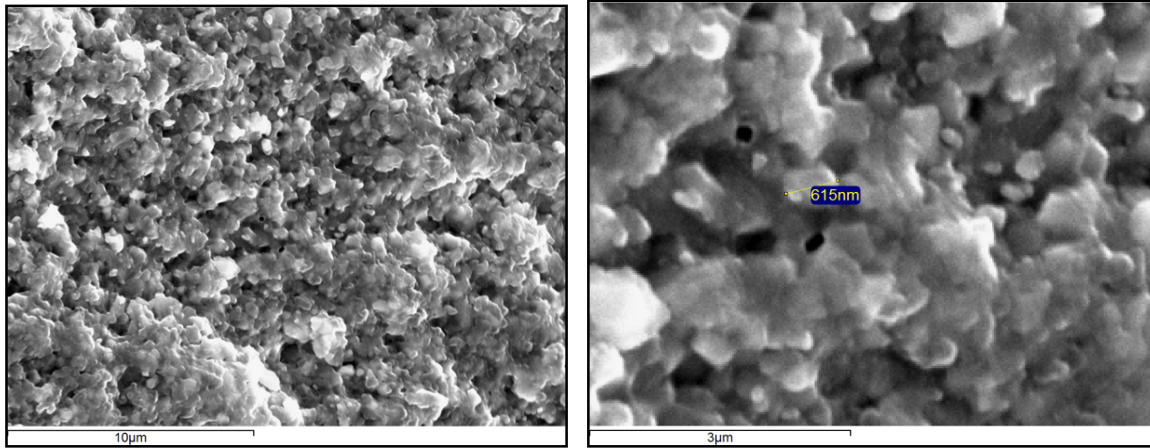
2. Probetas de zirconio presinterizado DC-Shrink:

En las muestras se aprecian granos de un tamaño de 615nm, por lo tanto, dentro de la longitud de onda de la luz visible y poros de tamaño entre 1.68 μ y 2.73 μ .

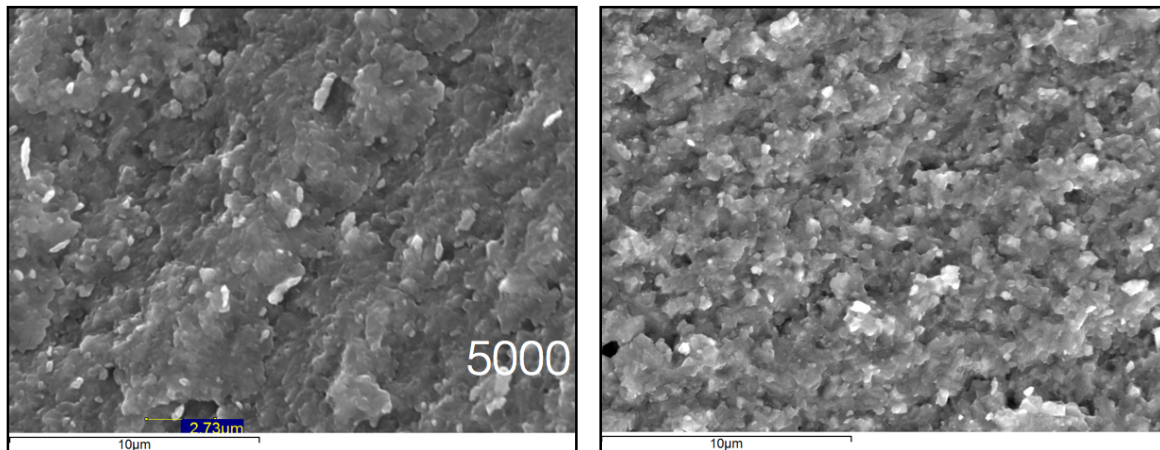
No se observan diferencias en el tamaño del grano y los poros entre las muestras envejecidas y no envejecidas.



Figuras 50, 51 y 52. Imágenes de MEB de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink estado basal a 5000 y 10.000 aumentos, detalle de dos poros



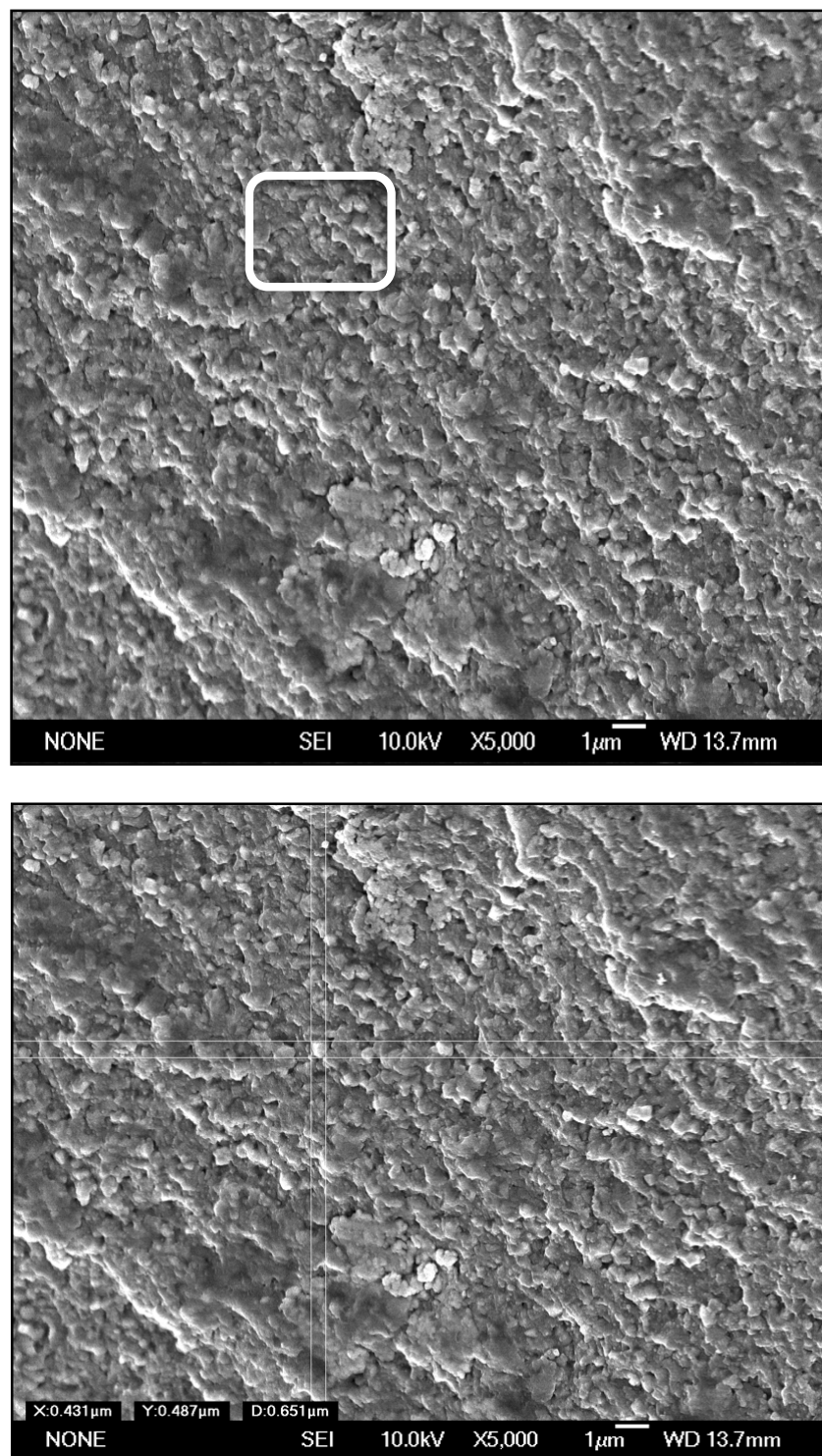
Figuras 53 y 54. Imágenes de MEB de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink estado basal a 5000 y 10.000 aumentos, detalle de un grano



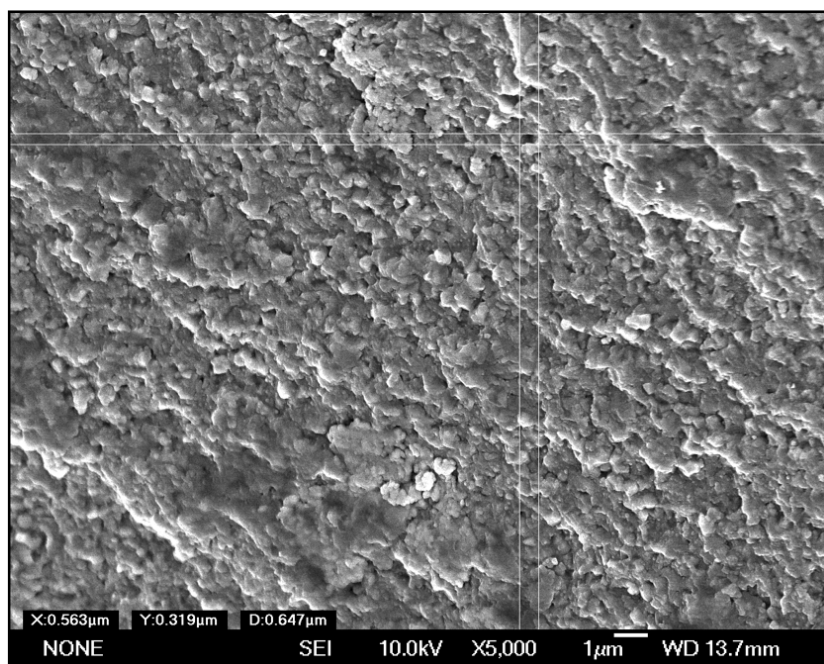
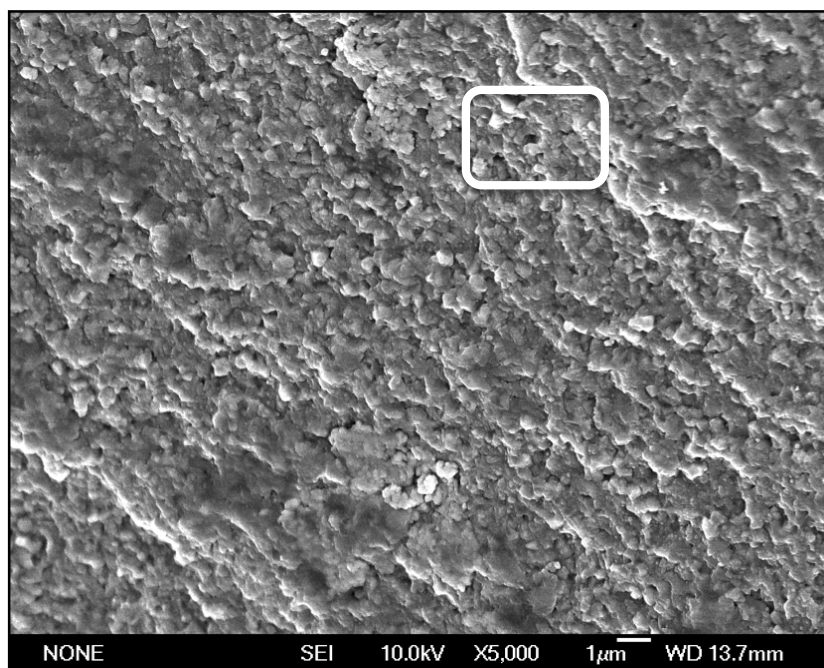
Figuras 55 y 56. Imágenes de MEB de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink estado basal y envejecido a 5000 aumentos

3. Probetas de zirconio-alúmina ST GC Initial:

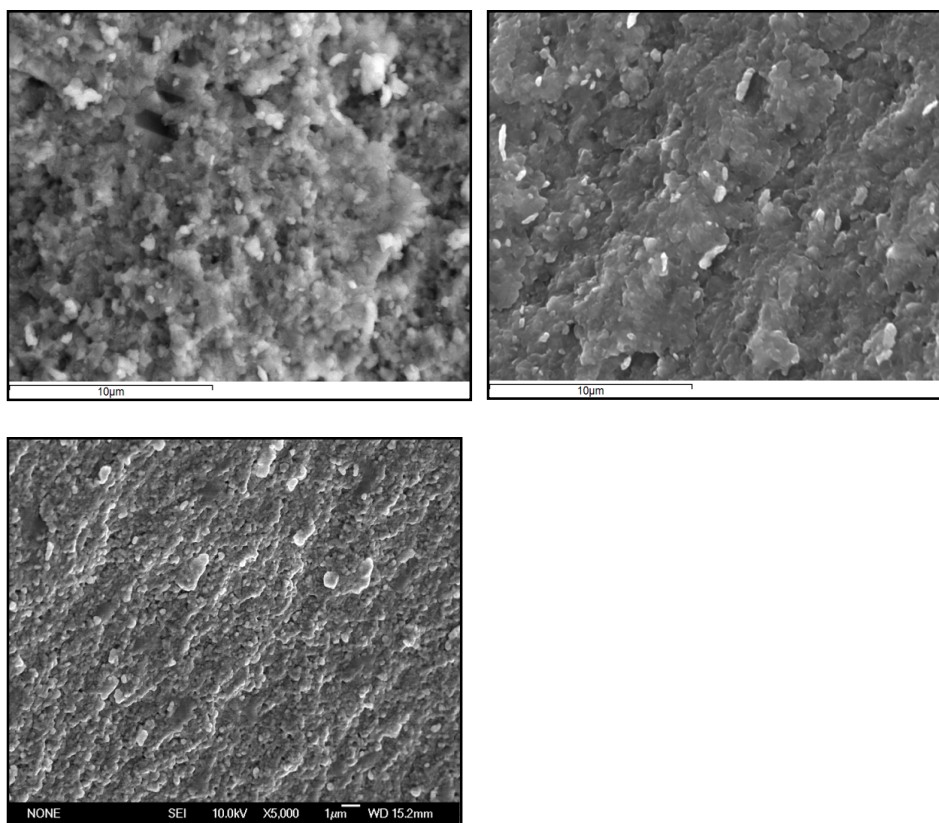
Se observa una estructura más homogénea y uniforme que el óxido de zirconio HIP DC-Zircon y que el óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink. Aparecen granos más uniformes en forma y tamaño y menos poros que los óxidos de zirconio no translúcidos y poros de menor tamaño. Aparece un tamaño de grano de 0.431μ y un tamaño de poro de $0.563\mu \times 0.319\mu$.



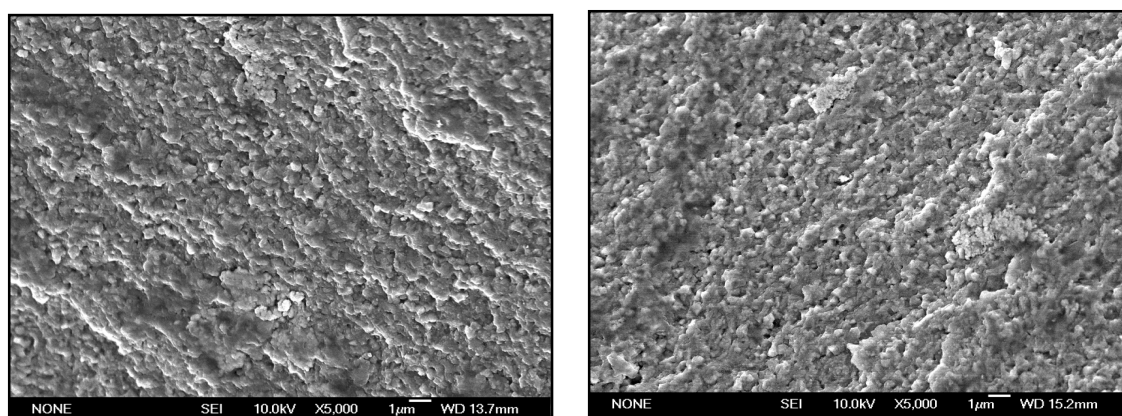
Figuras 57 y 58. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina ST GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un grano



Figuras 59 y 60. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina ST GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro



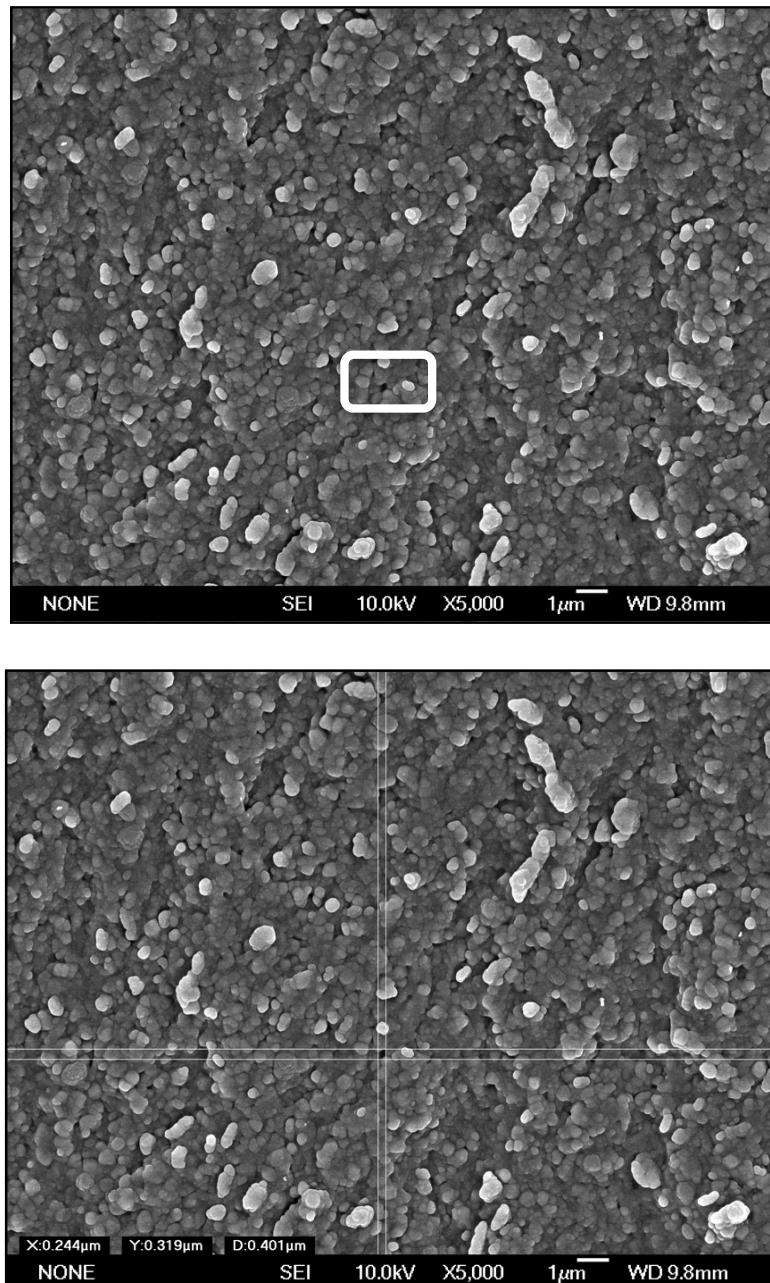
Figuras 61, 62 y 63. Imágenes de MEB de óxido de zirconio HIP DC-Zircon (arriba a la izquierda), de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (arriba a la derecha) y zirconio-alúmina ST GC-Initial a 5000 aumentos, comparativa de la homogeneidad de superficie



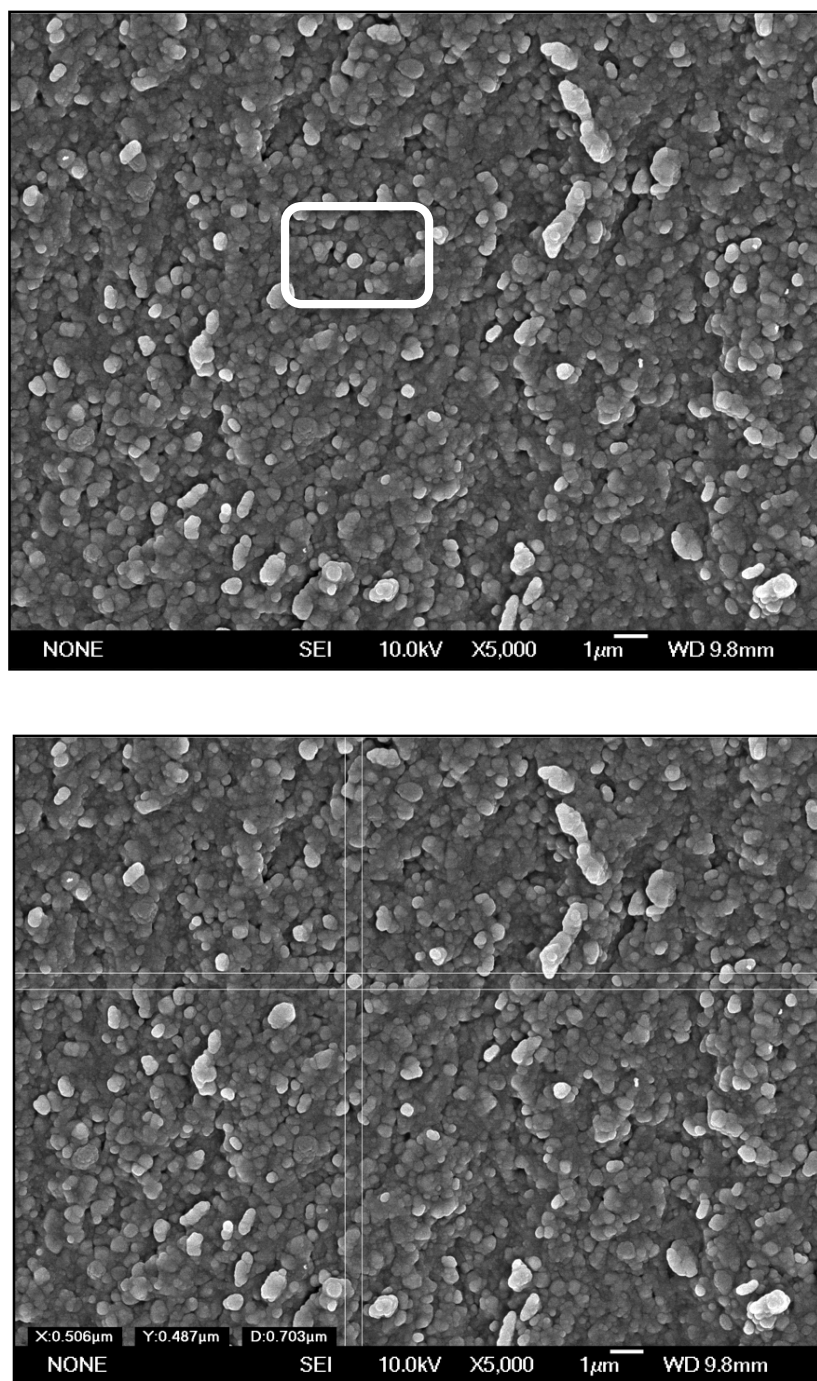
Figuras 64 y 65. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina ST GC-Initial en estado basal y envejecido a 5000 aumentos

4. Probetas de zirconio-alúmina HT GC Initial:

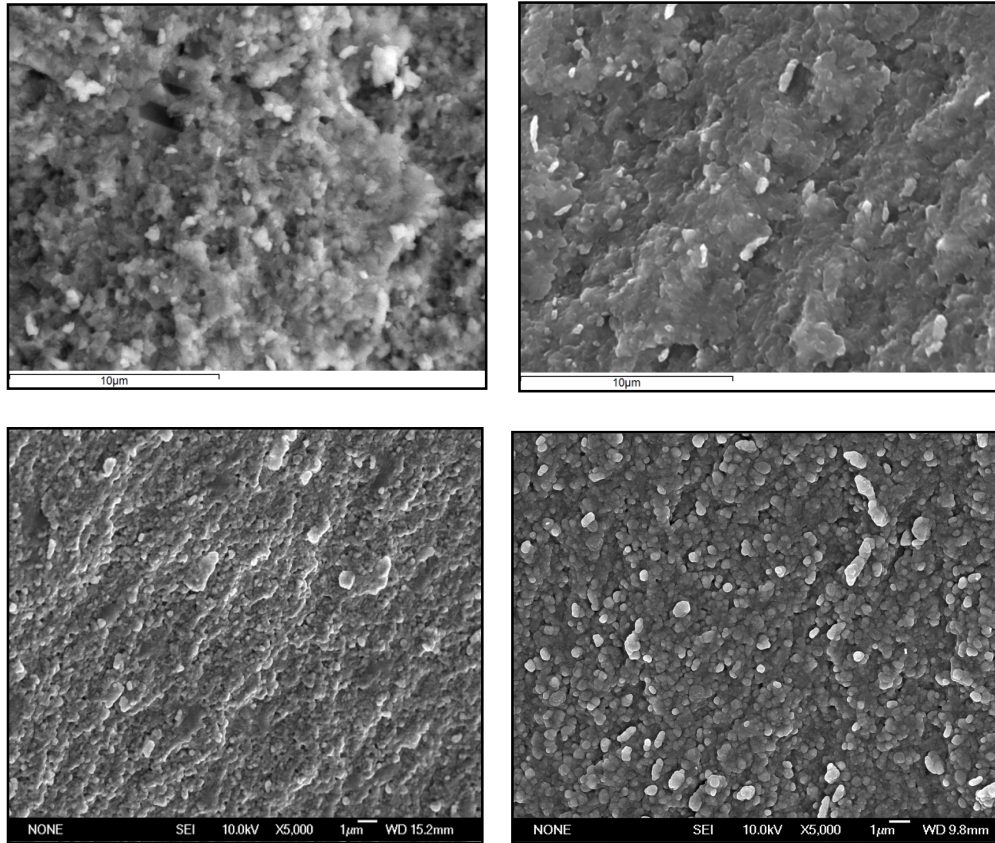
Se observa una superficie con una distribución de granos más homogénea y con menos poros que los zirconios HIP DC-Zircon, zirconio presinterizado DC-Shrink y zirconio-alúmina ST GC Initial. El tamaño de grano es de 506nm y el tamaño de poro de $0.244\mu \times 0.319\mu$.



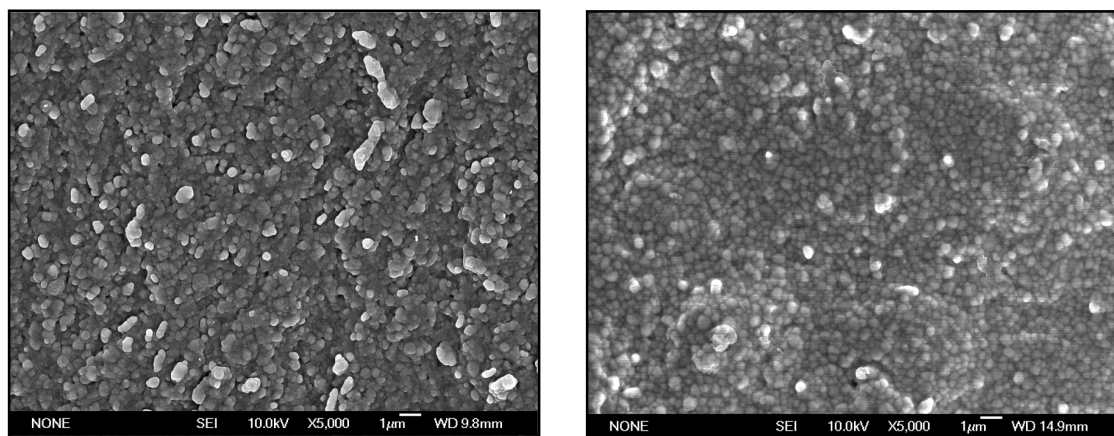
Figuras 66 y 67. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina HT GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro



Figuras 68 y 69. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina HT GC-Initial en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un grano



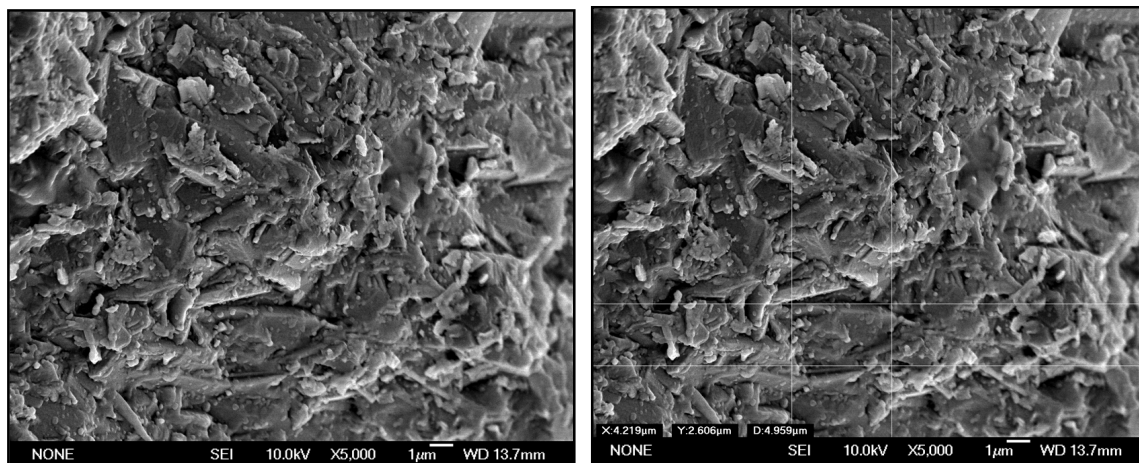
Figuras 70, 71, 72 y 73. Imágenes de MEB de óxido de HIP DC-Zircon (arriba a la izquierda), de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (arriba a la derecha), zirconio-alúmina GC-Initial ST (abajo a la izquierda) y zirconio-alúmina GC-Initial HT (abajo a la derecha) a 5000 aumentos, comparativa de la homogeneidad de superficie



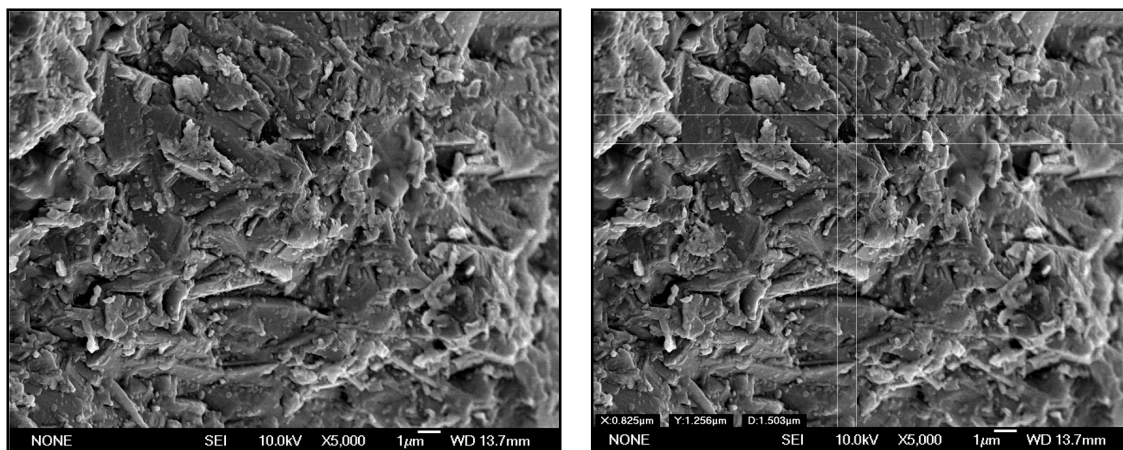
Figuras 74 y 75. Imágenes de MEB de óxido de zirconio-alúmina HT GC-Initial en estado basal y envejecido a 5000 aumentos.

5. Probetas de disilicato de litio IPS e.max Press:

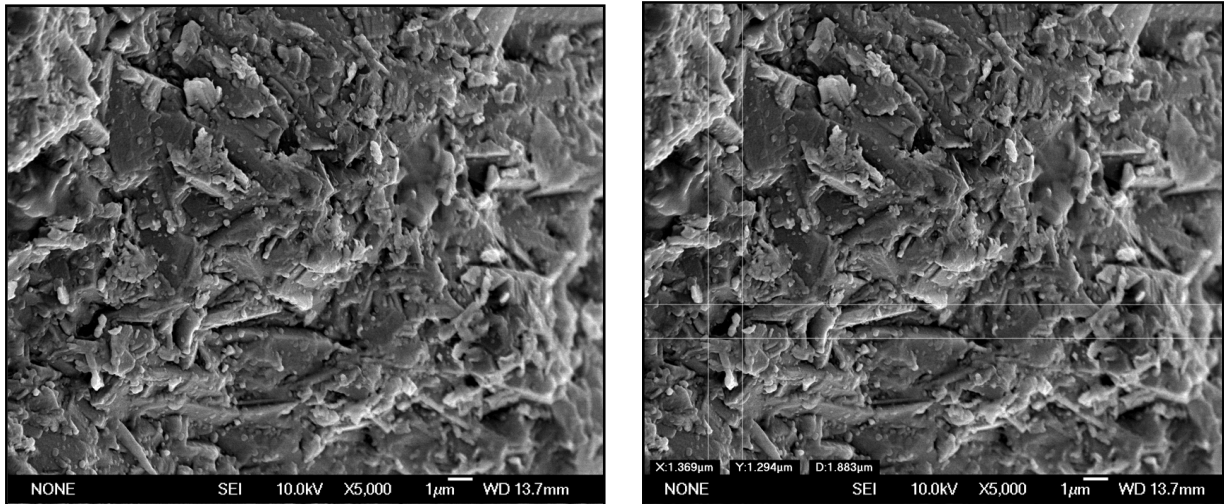
Aparecen cristales alargados de gran tamaño de 4.219μ y cristales granulares. Los poros oscilan entre $0.825\mu \times 1.256\mu$ y $1.360\mu \times 1.290\mu$.



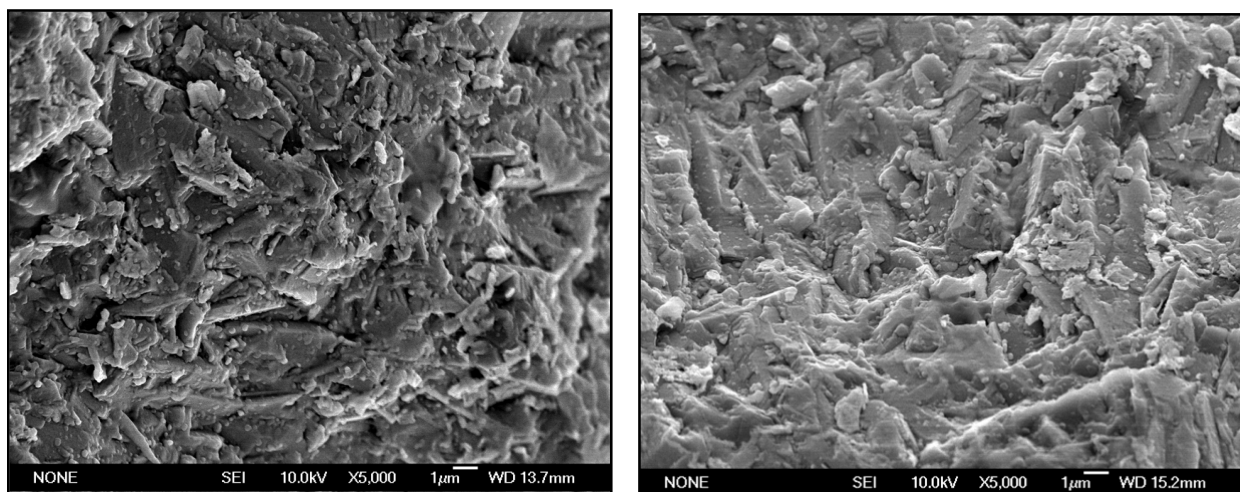
Figuras 76 y 77. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un grano



Figuras 78 y 79. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT en estado basal a 5000 aumentos, detalle de un poro



Figuras 80 y 81. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT envejecido a 5000 aumentos, detalle de un poro



Figuras 82 y 83. Imágenes de MEB de disilicato de litio e.max Press LT en estado basal y envejecido a 5000 aumentos

VI.a.2 Espectroscopía de dispersión de Rayos X

Se obtiene un estudio elemental cuantitativo de todos los componentes presentes en cada tipo de cerámica mediante espectroscopía de dispersión de rayos X para compararla con la aportada por la casa comercial.

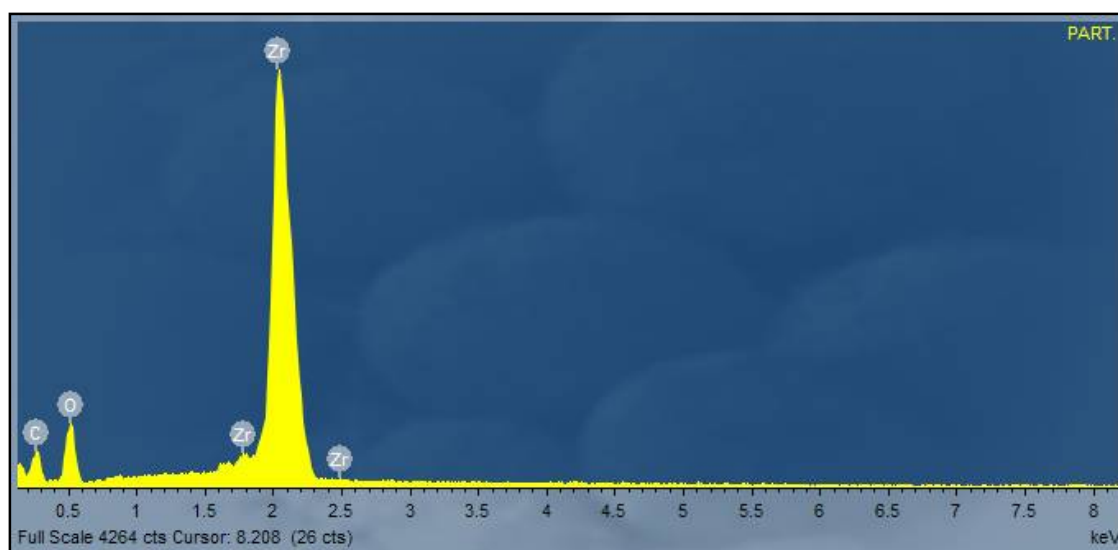


Figura 84. Mapa de elementos de zirconio HIP DC-Zircon

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|--------|-----------|---------|---------|
| Y L | 3.42 | 0.8939 | 2.25 | 2.40 |
| Zr L | 148.04 | 0.9075 | 92.60 | 94.75 |
| Hf L | 7.24 | 0.7830 | 4.37 | 2.62 |

Tabla 11. Elementos de zirconio HIP DC-Zircon

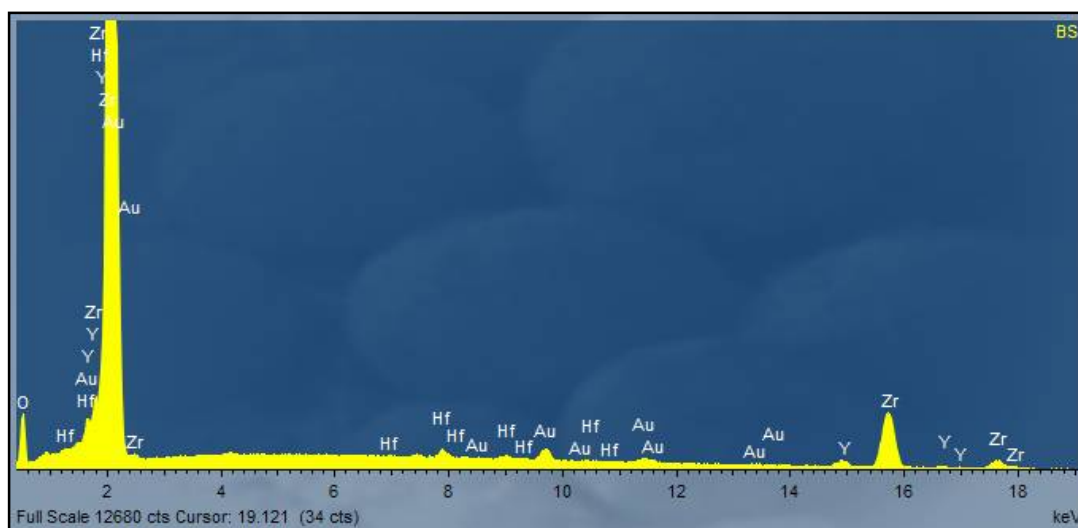


Figura 85. Mapa de elementos de zirconio presinterizado DC-Shrink

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|--------|-----------|---------|---------|
| Y L | 3.66 | 0.9029 | 2.31 | 2.43 |
| Zr L | 152.70 | 0.9415 | 92.32 | 94.75 |
| Hf L | 8.24 | 0.8730 | 5.37 | 2.82 |

Tabla 12. Elementos de zirconio presinterizado DC-Shrink

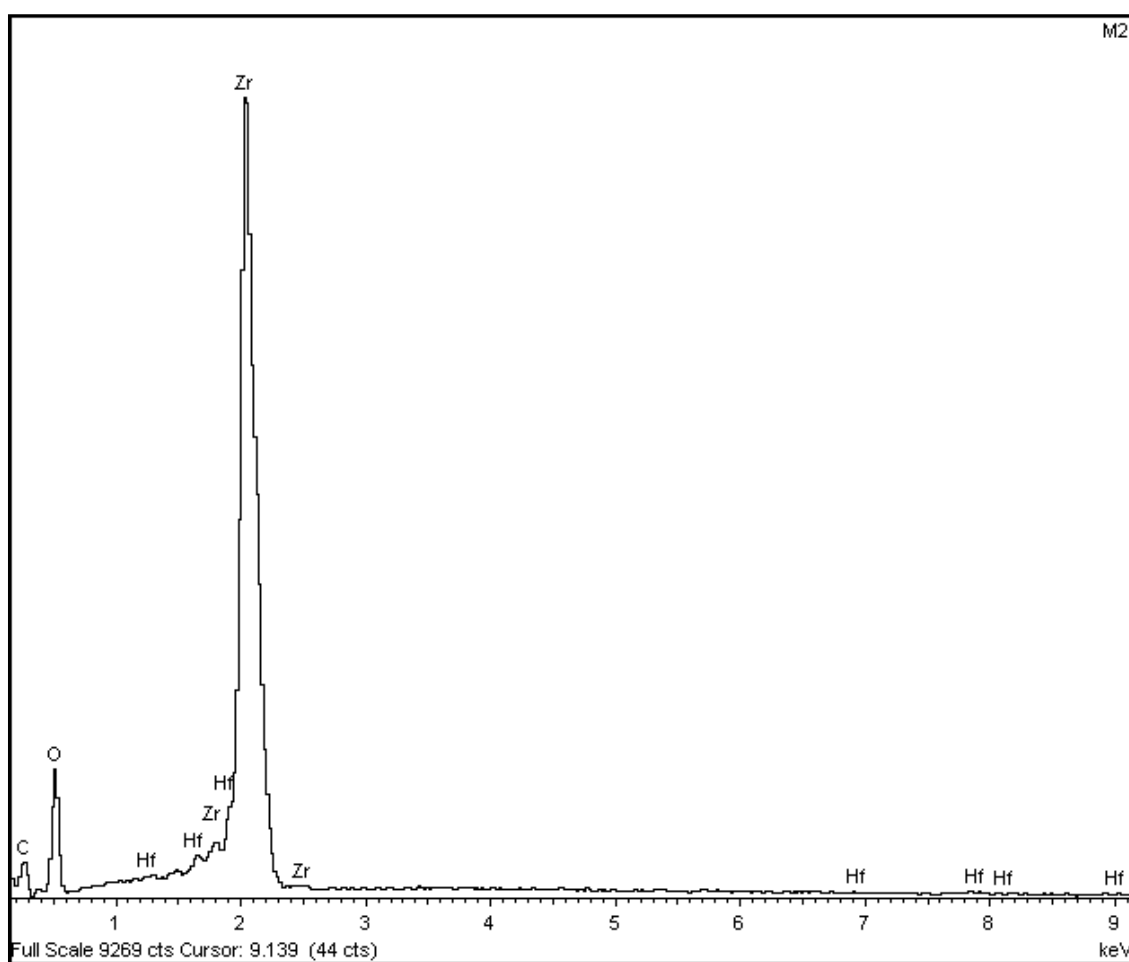


Figura 86. Mapa de elementos de zirconio-álúmina ST GC-Initial

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|---------|---------|
| C K | 5.30 | 0.2425 | 15.86 | 36.21 |
| O K | 16.82 | 0.4463 | 0.71 | 46.90 |
| Zr L | 68.32 | 0.8924 | 55.60 | 16.71 |
| Hf L | 1.19 | 0.7411 | 1.17 | 0.18 |

Tabla 13. Elementos de zirconio-alúmina ST GC-Initial

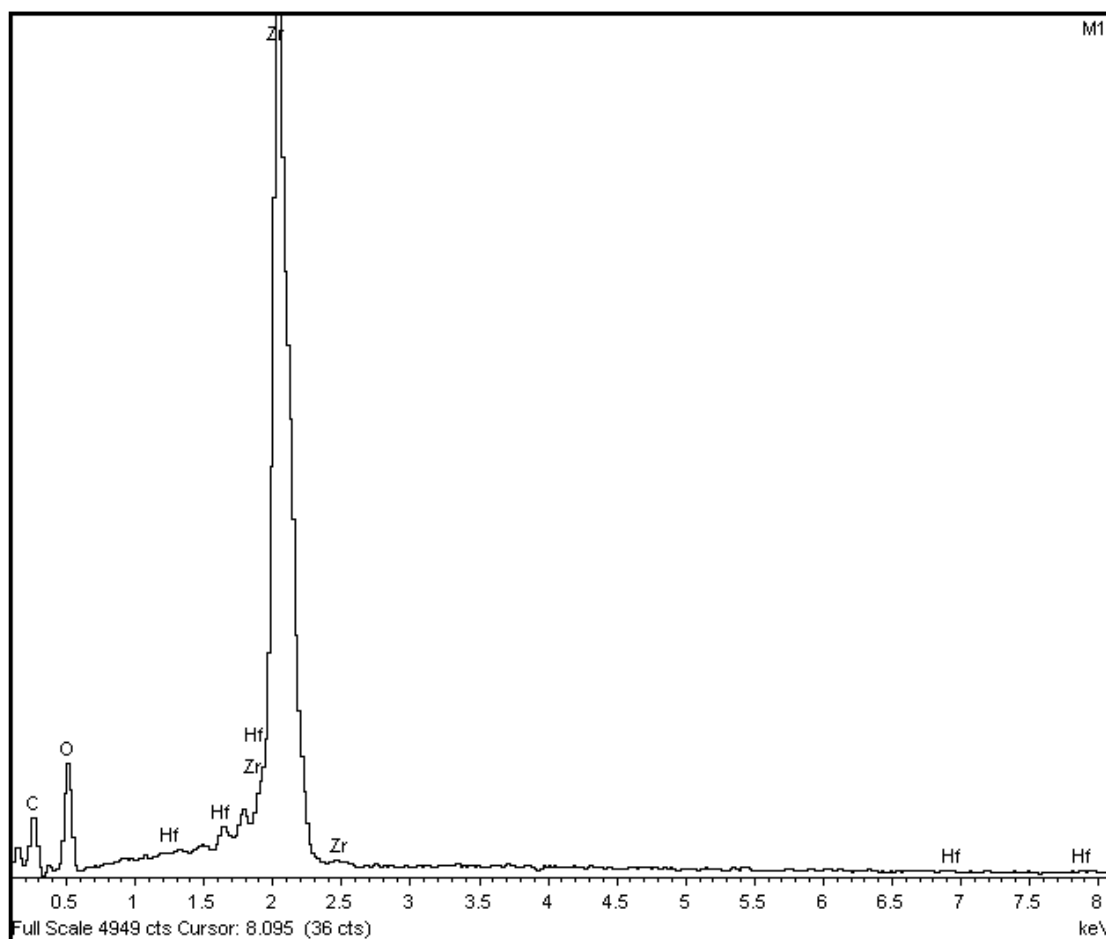


Figura 87. Mapa de elementos de zirconio-alúmina HT GC-Initial

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|---------|---------|
| C K | 8.63 | 0.2541 | 1.39 | 50.31 |
| O K | 13.25 | 0.4190 | 0.86 | 35.17 |
| Zr L | 66.08 | 0.8955 | 1.18 | 14.39 |
| Hf L | 0.96 | 0.7299 | 0.94 | 0.13 |

Tabla 14. Elementos de zirconio-alúmina HT GC-Initial

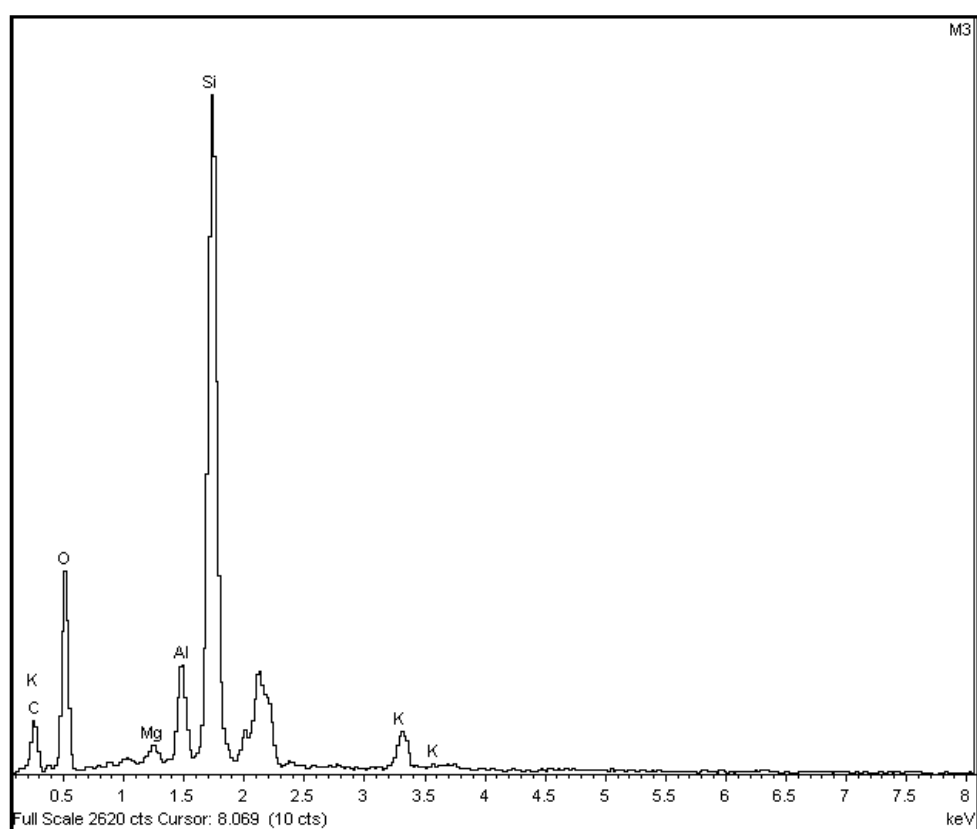


Figura 88. Mapa de elementos de disilicato de litio e.max Press LT

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|---------|---------|
| C K | 12.33 | 0.3790 | 1.81 | 20.54 |
| Mg K | 0.76 | 0.7211 | 0.47 | 0.33 |
| Al K | 4.79 | 0.8272 | 2.61 | 1.63 |
| Si K | 35.21 | 0.8749 | 18.11 | 10.87 |
| K K | 3.55 | 0.9997 | 1.60 | 0.69 |
| O | | | 62.58 | 0.69 |

Tabla 15. Elementos de disilicato de litio e.max Press LT

VI.b. Caracterización de las fases cristalinas

VI.b.1 Difracción de rayos X

Se realiza mediante difracción de rayos X, lo que nos permite la identificación cualitativa de la composición cristalina de cada tipo de cerámica.

Óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal:

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y monoclinica como se aprecia en el difractograma.

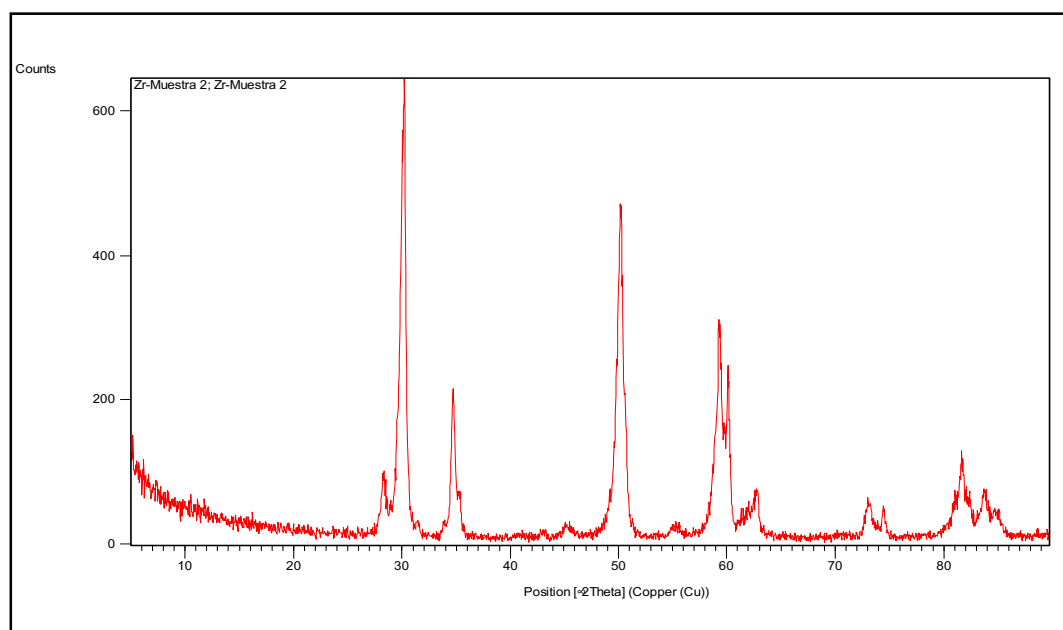


Figura 89. Difractograma óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal

Identified Patterns List:

| Visible | Ref. Code | Score | Compound Name | Displacement [°2Th.] | Scale Factor | Chemical Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|----------------------|--------------|-------------------|
| * | 04-006-0278 | 64 | Zirconium Oxide | 0,000 | 1,119 | Zr O ₂ |
| * | 01-089-9066 | 17 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,235 | Zr O ₂ |

El código de referencia **04-006-0278** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **01-089-9066** con óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica.

Plot of Identified Phases:

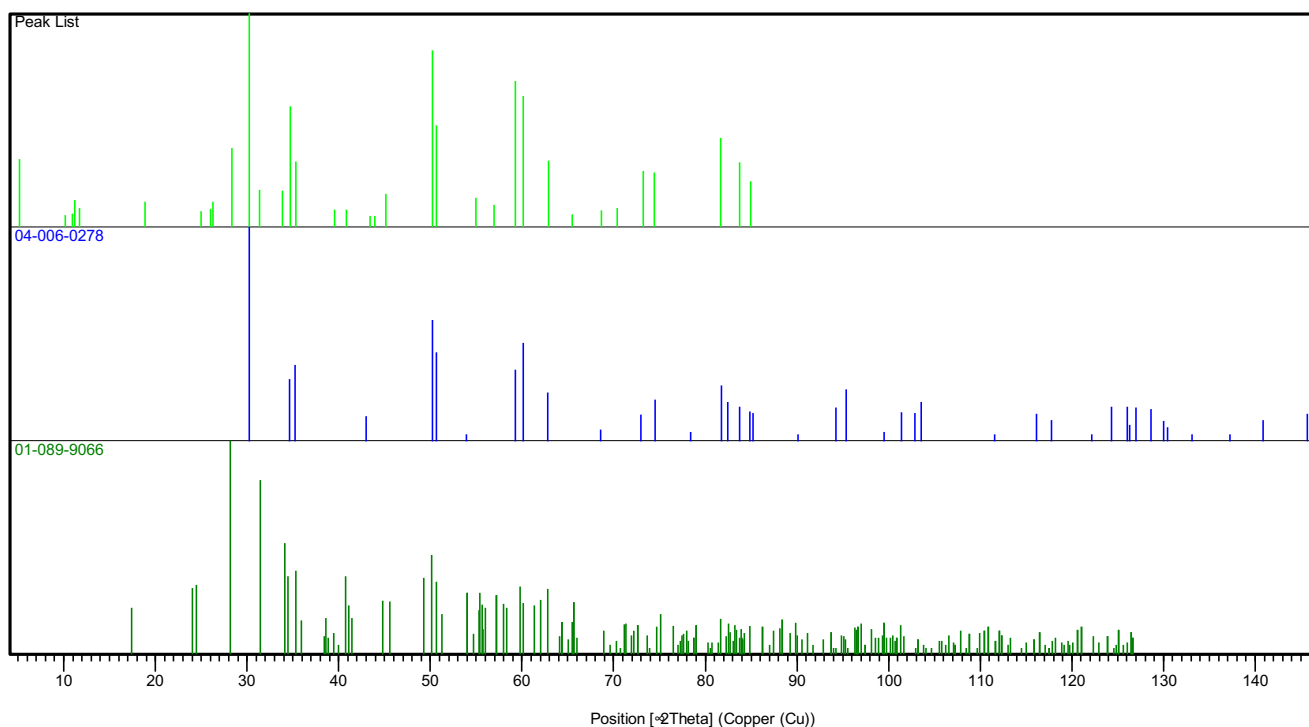


Figura 90. Fases cristalinas óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal

Peak List:

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM Left [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|-----------------|--------------|----------------------|------------------|------------------|-----------|-----------------------------|
| 5,1673 | 63,40 | 0,1181 | 17,10223 | 10,04 | 0,1417 | |
| 10,1660 | 1,87 | 0,6298 | 8,70144 | 0,30 | 0,7557 | |
| 10,9150 | 2,45 | 0,1574 | 8,10594 | 0,39 | 0,1889 | |
| 11,1785 | 10,03 | 0,0787 | 7,91551 | 1,59 | 0,0945 | |
| 11,6934 | 5,07 | 0,3149 | 7,56804 | 0,80 | 0,3779 | |
| 18,8446 | 8,70 | 0,1181 | 4,70915 | 1,38 | 0,1417 | |
| 24,9443 | 3,63 | 0,1181 | 3,56974 | 0,57 | 0,1417 | |
| 25,9818 | 4,62 | 0,1181 | 3,42949 | 0,73 | 0,1417 | |
| 26,2742 | 8,90 | 0,1181 | 3,39199 | 1,41 | 0,1417 | |
| 28,3062 | 86,36 | 0,1968 | 3,15294 | 13,67 | 0,2362 | 01-089-9066 |
| 30,2273 | 631,74 | 0,3542 | 2,95679 | 100,00 | 0,4251 | 04-006-0278 |
| 31,3853 | 19,52 | 0,1574 | 2,85029 | 3,09 | 0,1889 | 01-089-9066 |
| 33,8470 | 18,41 | 0,2362 | 2,64840 | 2,91 | 0,2834 | |
| 34,6899 | 202,02 | 0,3542 | 2,58596 | 31,98 | 0,4251 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 35,3090 | 59,16 | 0,1574 | 2,54203 | 9,37 | 0,1889 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 39,5642 | 4,16 | 0,2362 | 2,27789 | 0,66 | 0,2834 | 01-089-9066 |
| 40,8504 | 4,20 | 0,6298 | 2,20909 | 0,67 | 0,7557 | 01-089-9066 |
| 43,4105 | 1,71 | 0,3936 | 2,08456 | 0,27 | 0,4723 | |
| 43,9226 | 1,69 | 0,1574 | 2,06144 | 0,27 | 0,1889 | |
| 45,1843 | 15,13 | 0,3149 | 2,00677 | 2,40 | 0,3779 | |
| 50,2204 | 431,41 | 0,2755 | 1,81670 | 68,29 | 0,3306 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 50,7021 | 142,81 | 0,2362 | 1,80057 | 22,61 | 0,2834 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 54,9932 | 11,66 | 0,5510 | 1,66979 | 1,84 | 0,6612 | 01-089-9066 |
| 56,9780 | 6,83 | 0,3149 | 1,61625 | 1,08 | 0,3779 | 01-089-9066 |
| 59,2862 | 293,64 | 0,1574 | 1,55872 | 46,48 | 0,1889 | 04-006-0278 |
| 60,1084 | 236,78 | 0,2362 | 1,53935 | 37,48 | 0,2834 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 62,8534 | 61,24 | 0,1968 | 1,47857 | 9,69 | 0,2362 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 65,4938 | 2,24 | 0,6298 | 1,42521 | 0,35 | 0,7557 | 01-089-9066 |
| 68,6354 | 3,72 | 0,3149 | 1,36744 | 0,59 | 0,3779 | 04-006-0278 |
| 70,4177 | 5,14 | 0,9446 | 1,33714 | 0,81 | 1,1336 | 01-089-9066 |
| 73,2545 | 43,59 | 0,1574 | 1,29220 | 6,90 | 0,1889 | 04-006-0278 |
| 74,4641 | 41,42 | 0,1968 | 1,27418 | 6,56 | 0,2362 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 81,6699 | 109,42 | 0,1574 | 1,17902 | 17,32 | 0,1889 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 83,7422 | 57,70 | 0,2362 | 1,15504 | 9,13 | 0,2834 | 04-006-0278; 01-089-9066 |
| 84,9262 | 28,91 | 0,6298 | 1,14193 | 4,58 | 0,7557 | 04-006-0278; 01-089-9066 |

Óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y monoclinica como se aprecia en el difractograma

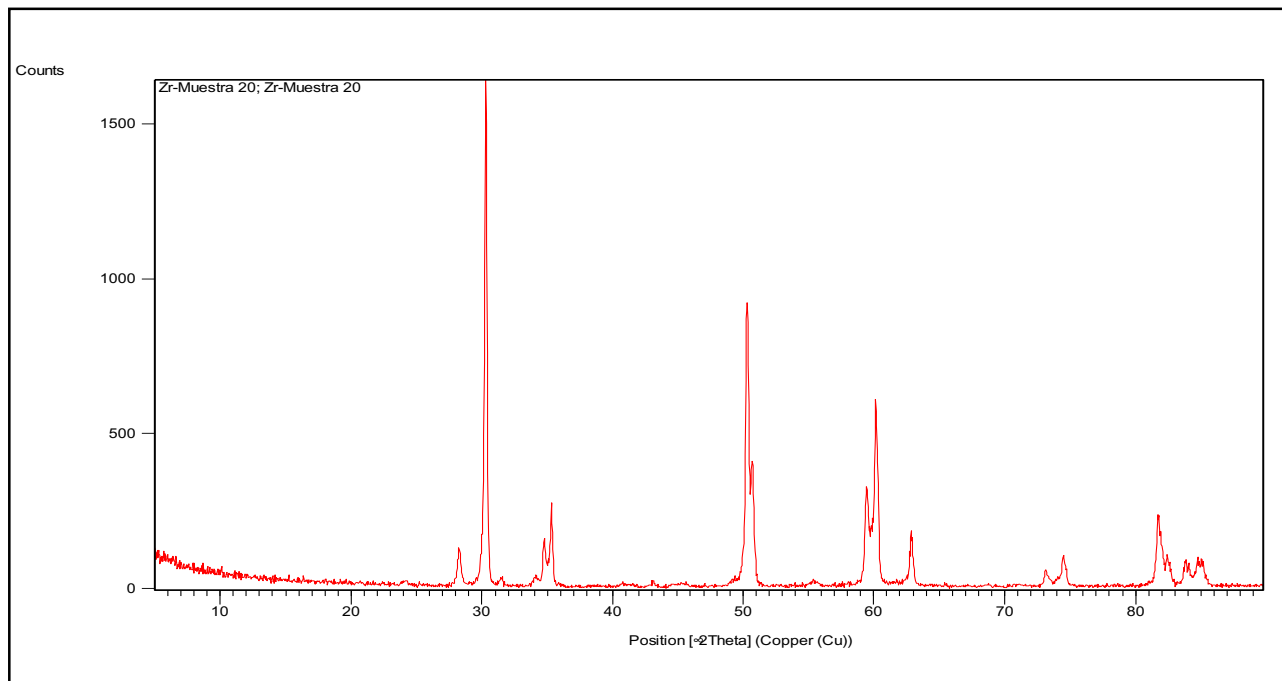


Figura 91. Difractograma óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal

Identified Patterns List:

| Visible | Ref. Code | Score | Compound Name | Displacement [°2Th.] | Scale Factor | Chemical Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|----------------------|--------------|------------------|
| * | 01-079-1771 | 64 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,973 | Zr O2 |
| * | 00-024-1165 | 19 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,163 | Zr O2 |

El código de referencia **01-079-1771** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **00-024-1165** con óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica.

Plot of Identified Phases:

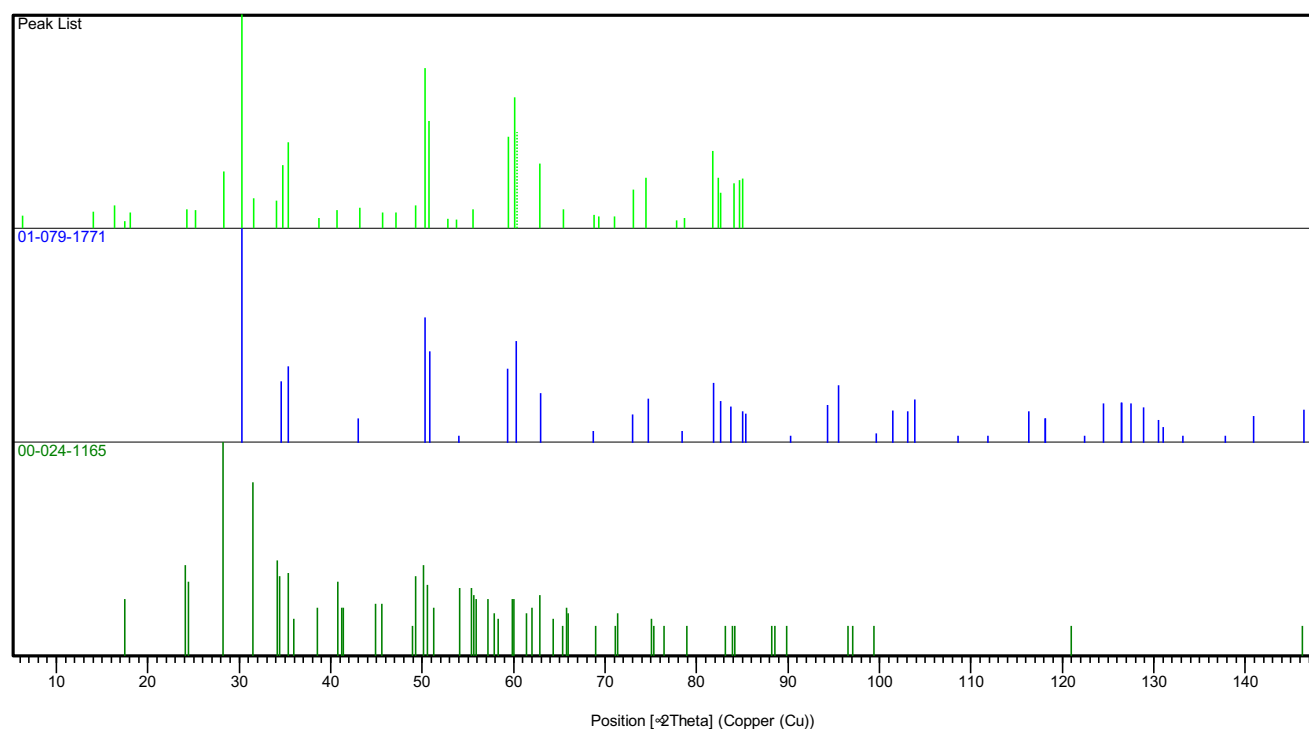


Figura 92. Fases cristalinas óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal

Peak List:

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM Left [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|-----------------|--------------|----------------------|------------------|------------------|-----------|-------------|
| 6,2992 | 5,85 | 0,7872 | 14,03148 | 0,36 | 0,9446 | |
| 13,9985 | 9,59 | 0,0787 | 6,32661 | 0,60 | 0,0945 | |
| 16,3349 | 18,30 | 0,0787 | 5,42659 | 1,14 | 0,0945 | |
| 17,4624 | 1,74 | 0,1968 | 5,07867 | 0,11 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 18,0570 | 9,16 | 0,0787 | 4,91275 | 0,57 | 0,0945 | |
| 24,2461 | 13,26 | 0,1968 | 3,67093 | 0,83 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 25,1940 | 11,60 | 0,1181 | 3,53491 | 0,72 | 0,1417 | |
| 28,2870 | 114,48 | 0,2362 | 3,15504 | 7,13 | 0,2834 | 00-024-1165 |
| 30,3197 | 1605,24 | 0,1968 | 2,94798 | 100,00 | 0,2362 | 01-079-1771 |
| 31,5339 | 31,73 | 0,1968 | 2,83719 | 1,98 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 34,0691 | 27,58 | 0,1574 | 2,63165 | 1,72 | 0,1889 | 00-024-1165 |
| 34,7345 | 139,95 | 0,1968 | 2,58275 | 8,72 | 0,2362 | 01-079-1771 |

VI. RESULTADOS

| | | | | | | |
|---------|--------|--------|---------|-------|--------|-----------------------------|
| 35,3165 | 259,41 | 0,1968 | 2,54150 | 16,16 | 0,2362 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 38,7334 | 3,56 | 0,7872 | 2,32481 | 0,22 | 0,9446 | 00-024-1165 |
| 40,6975 | 11,77 | 0,2362 | 2,21703 | 0,73 | 0,2834 | 00-024-1165 |
| 43,1430 | 15,47 | 0,2362 | 2,09686 | 0,96 | 0,2834 | 01-079-1771 |
| 45,6935 | 9,06 | 0,4723 | 1,98558 | 0,56 | 0,5668 | 00-024-1165 |
| 47,1113 | 9,15 | 0,1574 | 1,92908 | 0,57 | 0,1889 | |
| 49,2518 | 18,90 | 0,3149 | 1,85014 | 1,18 | 0,3779 | 00-024-1165 |
| 50,2911 | 902,15 | 0,1968 | 1,81431 | 56,20 | 0,2362 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 50,7642 | 404,89 | 0,1968 | 1,79851 | 25,22 | 0,2362 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 52,8040 | 3,48 | 0,6298 | 1,73374 | 0,22 | 0,7557 | |
| 53,7199 | 2,52 | 0,3149 | 1,70633 | 0,16 | 0,3779 | 01-079-1771 |
| 55,5614 | 12,82 | 0,6298 | 1,65406 | 0,80 | 0,7557 | 00-024-1165 |
| 59,4227 | 293,81 | 0,2755 | 1,55547 | 18,30 | 0,3306 | 01-079-1771 |
| 60,1521 | 602,21 | 0,2400 | 1,53707 | 37,51 | 0,2880 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 60,3410 | 324,11 | 0,0960 | 1,53651 | 20,19 | 0,1152 | |
| 62,8886 | 148,63 | 0,2400 | 1,47660 | 9,26 | 0,2880 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 65,4188 | 12,57 | 0,1440 | 1,42548 | 0,78 | 0,1728 | 00-024-1165 |
| 68,7682 | 6,48 | 0,4800 | 1,36399 | 0,40 | 0,5760 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 69,2850 | 4,74 | 0,3840 | 1,35508 | 0,30 | 0,4608 | 00-024-1165 |
| 71,0188 | 4,99 | 1,1520 | 1,32619 | 0,31 | 1,3824 | 00-024-1165 |
| 73,1214 | 51,78 | 0,1440 | 1,29315 | 3,23 | 0,1728 | 01-079-1771 |
| 74,4614 | 89,66 | 0,2400 | 1,27317 | 5,59 | 0,2880 | 01-079-1771 |
| 77,8538 | 2,12 | 0,1440 | 1,22595 | 0,13 | 0,1728 | |
| 78,6387 | 3,71 | 0,5760 | 1,21567 | 0,23 | 0,6912 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 81,7348 | 210,30 | 0,1920 | 1,17727 | 13,10 | 0,2304 | 01-079-1771 |
| 82,3890 | 90,52 | 0,1440 | 1,16957 | 5,64 | 0,1728 | 01-079-1771 |
| 82,6650 | 45,13 | 0,2400 | 1,16636 | 2,81 | 0,2880 | 01-079-1771 |
| 84,0683 | 71,19 | 0,0960 | 1,15043 | 4,43 | 0,1152 | 01-079-1771; 00-024-1165 |
| 84,7154 | 80,47 | 0,1920 | 1,14329 | 5,01 | 0,2304 | 01-079-1771 |
| 85,0266 | 87,63 | 0,1920 | 1,13990 | 5,46 | 0,2304 | 01-079-1771 |

Óxido de zirconio translucido GC ST en estado basal

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y óxido de silicio en fase cristalina hexagonal como se aprecia en el difractograma.

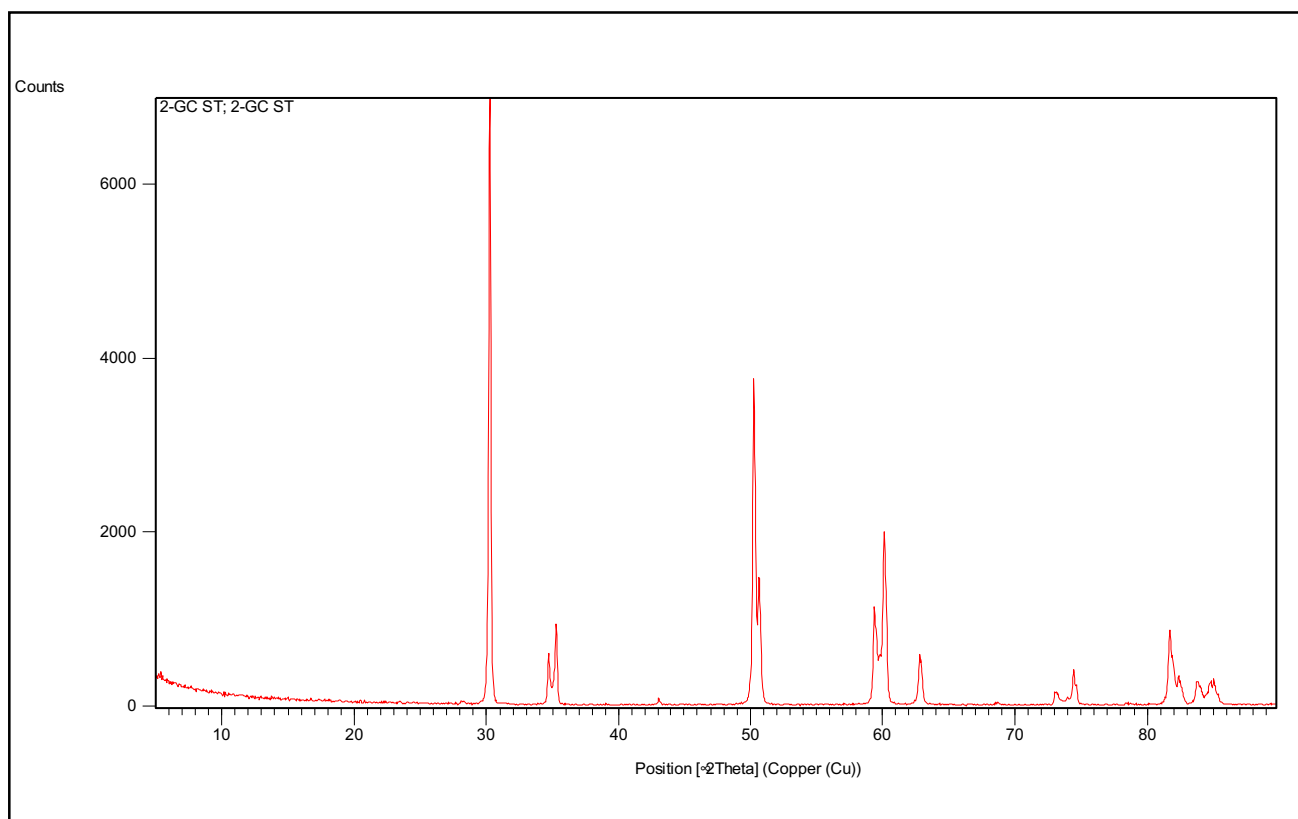


Figura 93. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC ST en estado basal

Identified Patterns List:

| Visible | Ref. Code | Score | Compound Name | Displacement [°2Th.] | Scale Factor | Chemical Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|----------------------|--------------|------------------|
| * | 01-080-0784 | 79 | Zirconium Oxide | -0,015 | 0,974 | Zr O2 |
| * | 01-070-3315 | 12 | Quartz, syn | -0,090 | 0,005 | Si O2 |

El código de referencia **01-080-0784** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **01-070-3315** con óxido de silicio en fase hexagonal.

Plot of Identified Phases:

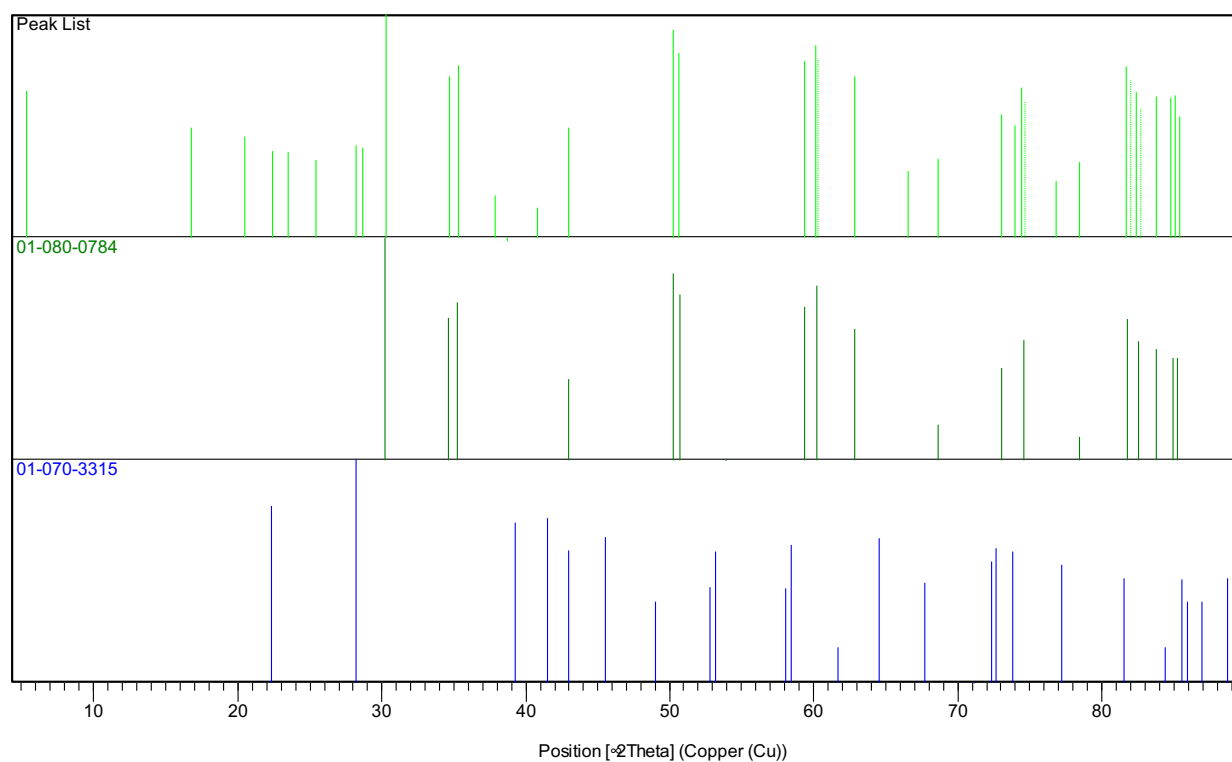


Figura 94. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC ST en estado basal

Peak List:

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip width [°2Th.] | Matched by |
|-----------------|--------------|-----------------|------------------|------------------|----------------------|-----------------------------|
| 5,3576 | 321,80 | 0,3149 | 16,49541 | 4,62 | 0,3779 | |
| 16,7460 | 78,12 | 0,1181 | 5,29428 | 1,12 | 0,1417 | |
| 20,4840 | 53,48 | 0,1181 | 4,33583 | 0,77 | 0,1417 | |
| 22,4060 | 30,34 | 0,6298 | 3,96806 | 0,44 | 0,7557 | 01-070-3315 |
| 23,4616 | 29,34 | 0,1574 | 3,79186 | 0,42 | 0,1889 | |
| 25,4013 | 21,55 | 0,3936 | 3,50653 | 0,31 | 0,4723 | |
| 28,2084 | 38,66 | 0,2362 | 3,16365 | 0,56 | 0,2834 | 01-070-3315 |
| 28,6350 | 34,83 | 0,1181 | 3,11748 | 0,50 | 0,1417 | |
| 30,2638 | 6964,86 | 0,1574 | 2,95330 | 100,00 | 0,1889 | 01-080-0784 |
| 34,6999 | 592,31 | 0,1574 | 2,58524 | 8,50 | 0,1889 | 01-080-0784 |
| 35,2756 | 900,74 | 0,1574 | 2,54436 | 12,93 | 0,1889 | 01-080-0784 |
| 37,8454 | 5,14 | 0,2362 | 2,37729 | 0,07 | 0,2834 | |
| 38,6668 | 0,87 | 0,6298 | 2,32866 | 0,01 | 0,7557 | |
| 40,7386 | 3,18 | 0,7872 | 2,21489 | 0,05 | 0,9446 | |
| 43,0402 | 76,38 | 0,1968 | 2,10163 | 1,10 | 0,2362 | 01-080-0784; 01-070-3315 |
| 50,2516 | 3706,39 | 0,1968 | 1,81565 | 53,22 | 0,2362 | 01-080-0784 |
| 50,6859 | 1482,53 | 0,2362 | 1,80110 | 21,29 | 0,2834 | 01-080-0784 |
| 59,3619 | 1089,07 | 0,1968 | 1,55691 | 15,64 | 0,2362 | 01-080-0784 |
| 60,1121 | 2021,23 | 0,2400 | 1,53799 | 29,02 | 0,2880 | 01-080-0784 |
| 60,3008 | 1157,88 | 0,0960 | 1,53744 | 16,62 | 0,1152 | |
| 62,8133 | 574,41 | 0,2880 | 1,47819 | 8,25 | 0,3456 | 01-080-0784 |
| 66,5360 | 14,03 | 0,2400 | 1,40423 | 0,20 | 0,2880 | |
| 68,6639 | 22,01 | 0,2880 | 1,36581 | 0,32 | 0,3456 | 01-080-0784 |
| 73,0548 | 132,03 | 0,1920 | 1,29417 | 1,90 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 73,9738 | 85,26 | 0,0960 | 1,28035 | 1,22 | 0,1152 | 01-070-3315 |
| 74,4254 | 378,56 | 0,1440 | 1,27369 | 5,44 | 0,1728 | 01-080-0784 |
| 74,6753 | 224,83 | 0,1440 | 1,27321 | 3,23 | 0,1728 | |
| 76,8595 | 9,43 | 0,1440 | 1,23931 | 0,14 | 0,1728 | |
| 78,4512 | 19,55 | 0,3840 | 1,21810 | 0,28 | 0,4608 | 01-080-0784 |
| 81,6986 | 852,20 | 0,1920 | 1,17770 | 12,24 | 0,2304 | 01-080-0784; 01-070-3315 |
| 81,9678 | 499,11 | 0,0960 | 1,17743 | 7,17 | 0,1152 | |
| 82,3572 | 317,55 | 0,1920 | 1,16994 | 4,56 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 82,6590 | 161,94 | 0,1920 | 1,16933 | 2,33 | 0,2304 | |
| 83,7798 | 262,38 | 0,1920 | 1,15366 | 3,77 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 84,7484 | 255,36 | 0,1920 | 1,14293 | 3,67 | 0,2304 | 01-080-0784; 01-070-3315 |
| 85,0470 | 270,33 | 0,1440 | 1,13968 | 3,88 | 0,1728 | 01-080-0784 |
| 85,3898 | 120,84 | 0,1440 | 1,13598 | 1,73 | 0,1728 | 01-080-0784; 01-070-3315 |

Óxido de zirconio translucido GC HT en estado basal

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal como se aprecia en el difractograma.

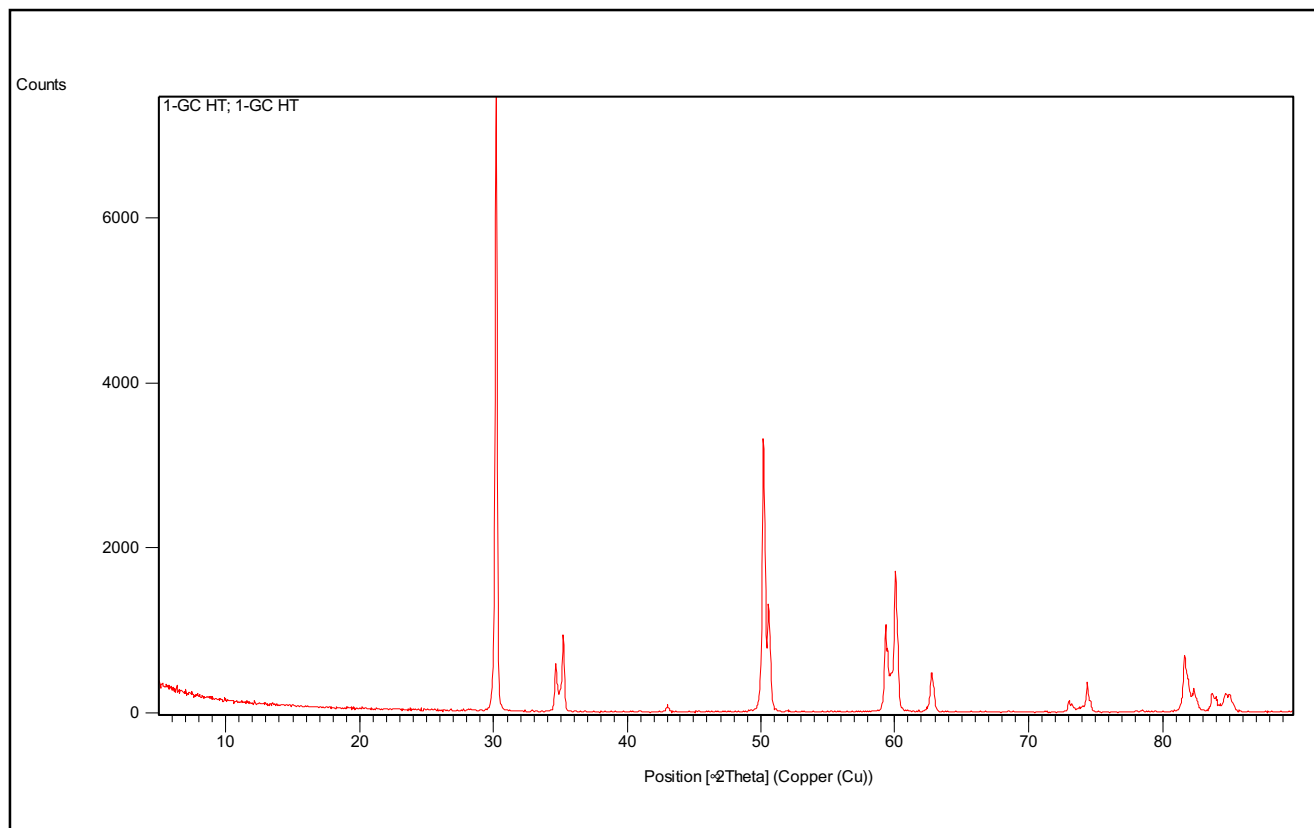


Figura 95. Difractograma óxido de zirconio translucido GC HT en estado basal

Identified Patterns List:

| Visible | Ref. Code | Score | Compound Name | Displacement [°2Th.] | Scale Factor | Chemical Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|----------------------|--------------|-------------------|
| * | 01-080-0784 | 81 | Zirconium Oxide | -0,078 | 0,858 | Zr O ₂ |

El código de referencia **01-080-0784** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal.

Plot of Identified Phases:

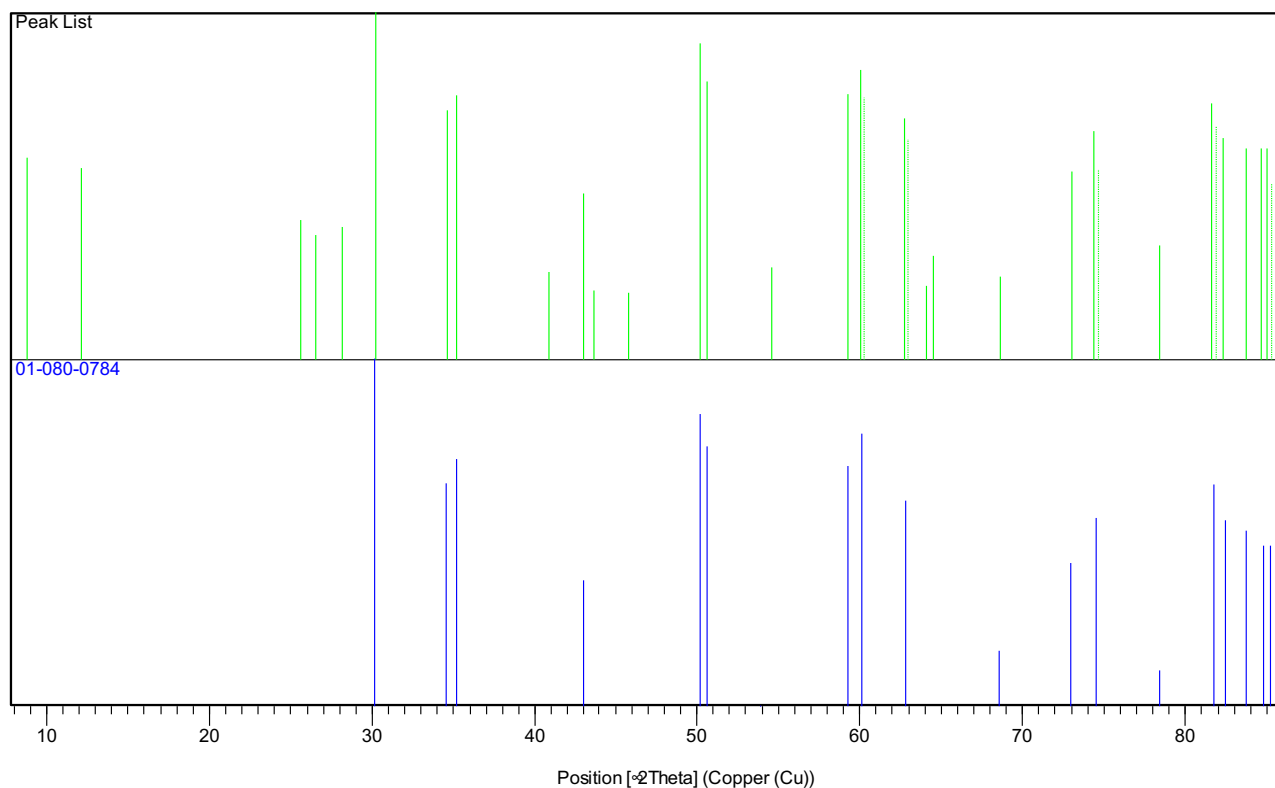


Figura 96. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC HT en estado basal

Peak List:

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip width [°2Th.] | Matched by |
|-----------------|--------------|-----------------|------------------|------------------|----------------------|-------------|
| 8,8281 | 178,25 | 0,3936 | 10,01694 | 2,37 | 0,4723 | |
| 12,1426 | 135,52 | 0,0787 | 7,28908 | 1,80 | 0,0945 | |
| 25,5947 | 36,19 | 0,1181 | 3,48048 | 0,48 | 0,1417 | |
| 26,5584 | 24,29 | 0,4723 | 3,35632 | 0,32 | 0,5668 | |
| 28,1430 | 30,36 | 0,3149 | 3,17085 | 0,40 | 0,3779 | |
| 30,1970 | 7525,37 | 0,1968 | 2,95969 | 100,00 | 0,2362 | 01-080-0784 |
| 34,6318 | 600,82 | 0,1574 | 2,59017 | 7,98 | 0,1889 | 01-080-0784 |
| 35,2019 | 876,02 | 0,1968 | 2,54951 | 11,64 | 0,2362 | 01-080-0784 |
| 40,8826 | 9,60 | 0,3149 | 2,20742 | 0,13 | 0,3779 | |
| 42,9591 | 71,17 | 0,1968 | 2,10541 | 0,95 | 0,2362 | 01-080-0784 |
| 43,7094 | 5,88 | 0,1574 | 2,07099 | 0,08 | 0,1889 | |
| 45,8175 | 5,54 | 1,2595 | 1,98050 | 0,07 | 1,5114 | |

| | | | | | | |
|---------|---------|--------|---------|-------|--------|-------------|
| 50,1804 | 3306,58 | 0,2362 | 1,81806 | 43,94 | 0,2834 | 01-080-0784 |
| 50,6035 | 1261,83 | 0,1574 | 1,80384 | 16,77 | 0,1889 | 01-080-0784 |
| 54,6211 | 10,55 | 0,2362 | 1,68028 | 0,14 | 0,2834 | |
| 59,3053 | 907,48 | 0,2362 | 1,55826 | 12,06 | 0,2834 | 01-080-0784 |
| 60,0451 | 1697,65 | 0,2400 | 1,53955 | 22,56 | 0,2880 | 01-080-0784 |
| 60,2507 | 841,37 | 0,0960 | 1,53860 | 11,18 | 0,1152 | |
| 62,7446 | 481,51 | 0,2400 | 1,47965 | 6,40 | 0,2880 | 01-080-0784 |
| 62,9391 | 287,95 | 0,0960 | 1,47921 | 3,83 | 0,1152 | |
| 64,1243 | 6,57 | 0,4800 | 1,45110 | 0,09 | 0,5760 | |
| 64,5371 | 14,29 | 0,1440 | 1,44281 | 0,19 | 0,1728 | |
| 68,6064 | 8,35 | 0,7680 | 1,36681 | 0,11 | 0,9216 | 01-080-0784 |
| 73,0105 | 125,97 | 0,1920 | 1,29484 | 1,67 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 74,3804 | 356,40 | 0,1920 | 1,27435 | 4,74 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 74,6502 | 130,85 | 0,1440 | 1,27357 | 1,74 | 0,1728 | |
| 78,4526 | 18,90 | 0,2880 | 1,21809 | 0,25 | 0,3456 | 01-080-0784 |
| 81,6381 | 707,89 | 0,1920 | 1,17842 | 9,41 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 81,9179 | 394,22 | 0,1440 | 1,17802 | 5,24 | 0,1728 | |
| 82,3374 | 291,44 | 0,1440 | 1,17017 | 3,87 | 0,1728 | 01-080-0784 |
| 83,7072 | 227,61 | 0,1440 | 1,15447 | 3,02 | 0,1728 | 01-080-0784 |
| 84,6855 | 222,90 | 0,1920 | 1,14362 | 2,96 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 85,0210 | 225,43 | 0,1920 | 1,13996 | 3,00 | 0,2304 | 01-080-0784 |
| 85,3106 | 90,40 | 0,1440 | 1,13965 | 1,20 | 0,1728 | |

Óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica como se aprecia en el difractograma

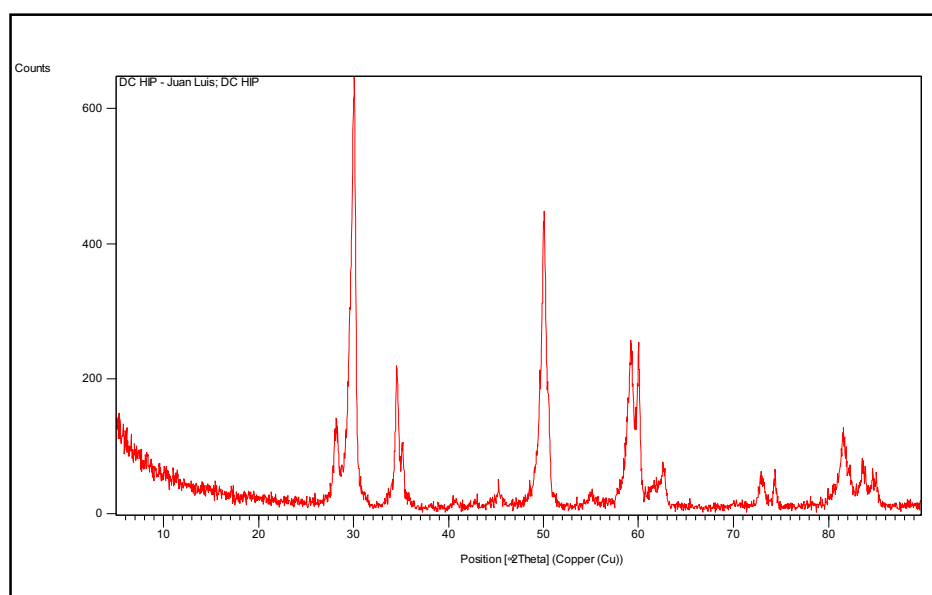


Figura 97. Difractograma óxido de zirconio HIP DC-Zircon en envejecido

Identified Patterns List:

| Visible | Ref.Code | Score | Compound Name | Displ.[°2 θ] | Scale Fac. | Chem. Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|----------------------|------------|-------------------------|
| * | 01-070-7358 | 74 | Zirconium Oxide | 0,000 | 1,091 | Zr O₂ |
| * | 04-005-5594 | 14 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,329 | Zr O₂ |

El código de referencia **01-070-7358** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **04-005-5594** con óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica.

Plot of Identified Phases:

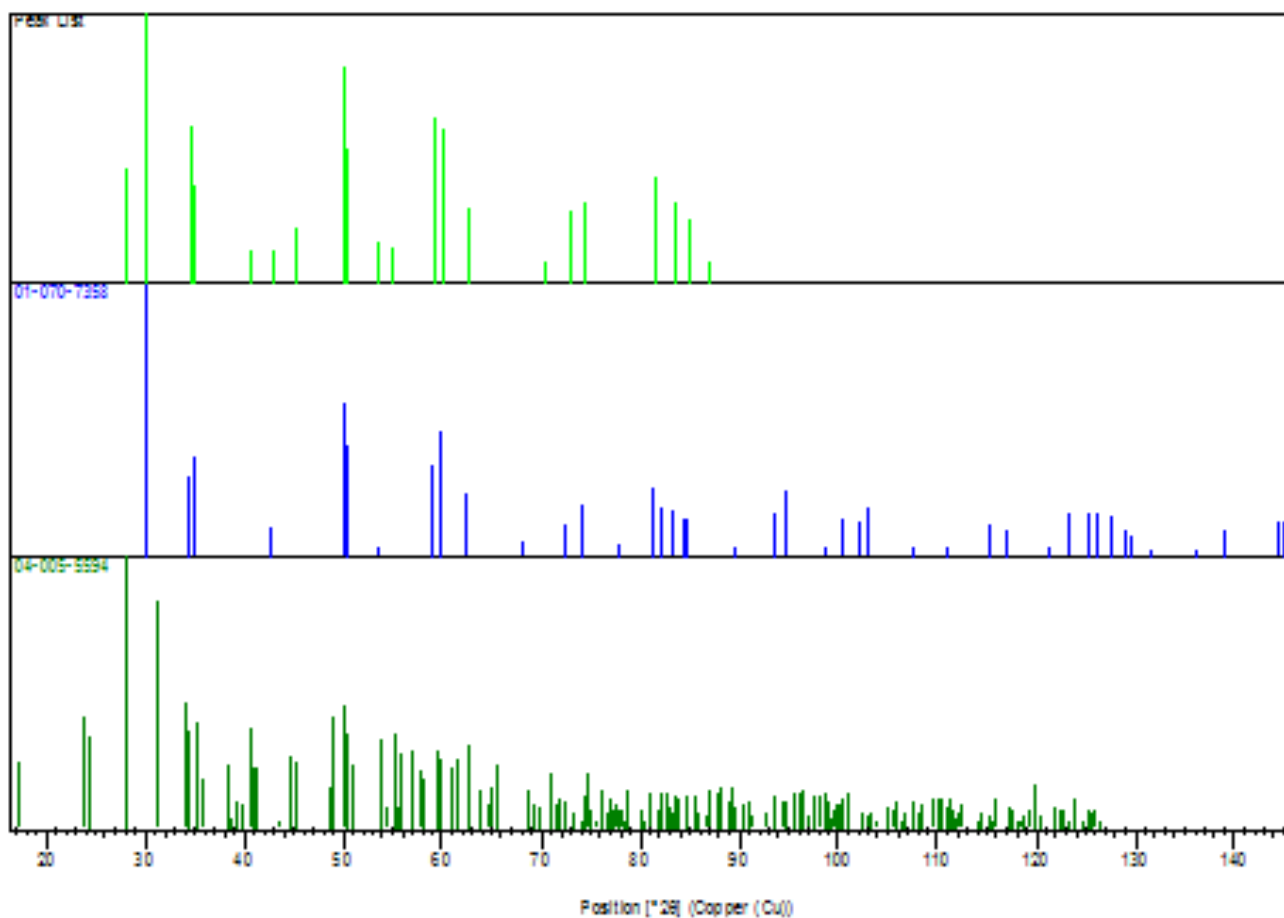


Figura 98. Fases cristalinas óxido de zirconio HIP DC-Zircon en envejecido

Peak List:

| Pos. [°2 θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2 θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|---------------------|--------------|-----------------------------|------------------|------------------|-----------|-----------------------------|
| 28,0903 | 109,63 | 0,3936 | 3,17668 | 17,76 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 30,0763 | 617,38 | 0,3542 | 2,97129 | 100,00 | 0,4251 | 01-070-7358 |
| 34,5106 | 207,75 | 0,2362 | 2,59899 | 33,65 | 0,2834 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 35,1068 | 82,31 | 0,1574 | 2,55620 | 13,33 | 0,1889 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 40,6542 | 9,76 | 0,6298 | 2,21929 | 1,58 | 0,7557 | 04-005-5594 |
| 42,9017 | 9,02 | 0,3149 | 2,10810 | 1,46 | 0,3779 | 01-070-7358 |
| 45,2852 | 25,64 | 0,2362 | 2,00253 | 4,15 | 0,2834 | 04-005-5594 |
| 50,0592 | 397,07 | 0,3149 | 1,82217 | 64,32 | 0,3779 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 50,5530 | 153,72 | 0,1968 | 1,80553 | 24,90 | 0,2362 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 53,5559 | 14,37 | 0,1181 | 1,71116 | 2,33 | 0,1417 | 01-070-7358 |
| 55,0287 | 11,77 | 0,4723 | 1,66880 | 1,91 | 0,5668 | 04-005-5594 |
| 59,2575 | 232,82 | 0,2755 | 1,55941 | 37,71 | 0,3306 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 60,0496 | 202,58 | 0,2362 | 1,54072 | 32,81 | 0,2834 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 62,6711 | 50,54 | 0,3936 | 1,48243 | 8,19 | 0,4723 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 70,3461 | 4,50 | 0,6298 | 1,33832 | 0,73 | 0,7557 | |
| 72,9562 | 44,75 | 0,3936 | 1,29675 | 7,25 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 74,3675 | 55,43 | 0,1181 | 1,27560 | 8,98 | 0,1417 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 81,5490 | 95,47 | 0,4723 | 1,18046 | 15,46 | 0,5668 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 83,5936 | 56,73 | 0,3936 | 1,15671 | 9,19 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 84,8436 | 34,25 | 0,6298 | 1,14283 | 5,55 | 0,7557 | 01-070-7358, 04-005-5594 |
| 87,0823 | 4,34 | 0,3936 | 1,11912 | 0,70 | 0,4723 | 04-005-5594 |

Óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecido

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica como se aprecia en el difractograma

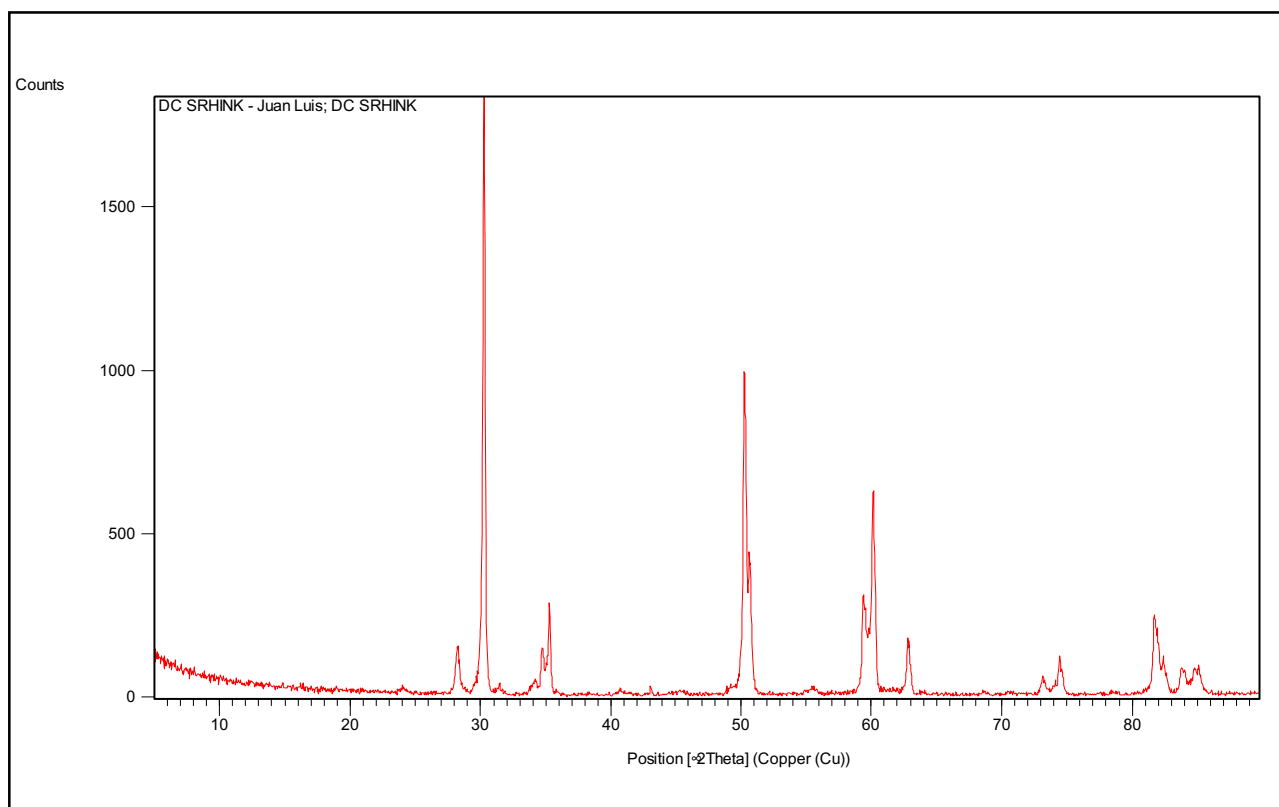


Figura 99. Difractograma óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecido

Identified Patterns List:

| Visible | Ref.Code | Score | Compound Name | Displ.[°2θ] | Scale Fac. | Chem. Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|-------------|------------|-------------------------|
| * | 01-080-3783 | 76 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,982 | Zr O₂ |
| * | 00-065-0687 | 32 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,110 | Zr O₂ |

El código de referencia **01-080-3783** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **00-065-0687** con óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica.

Plot of Identified Phases:

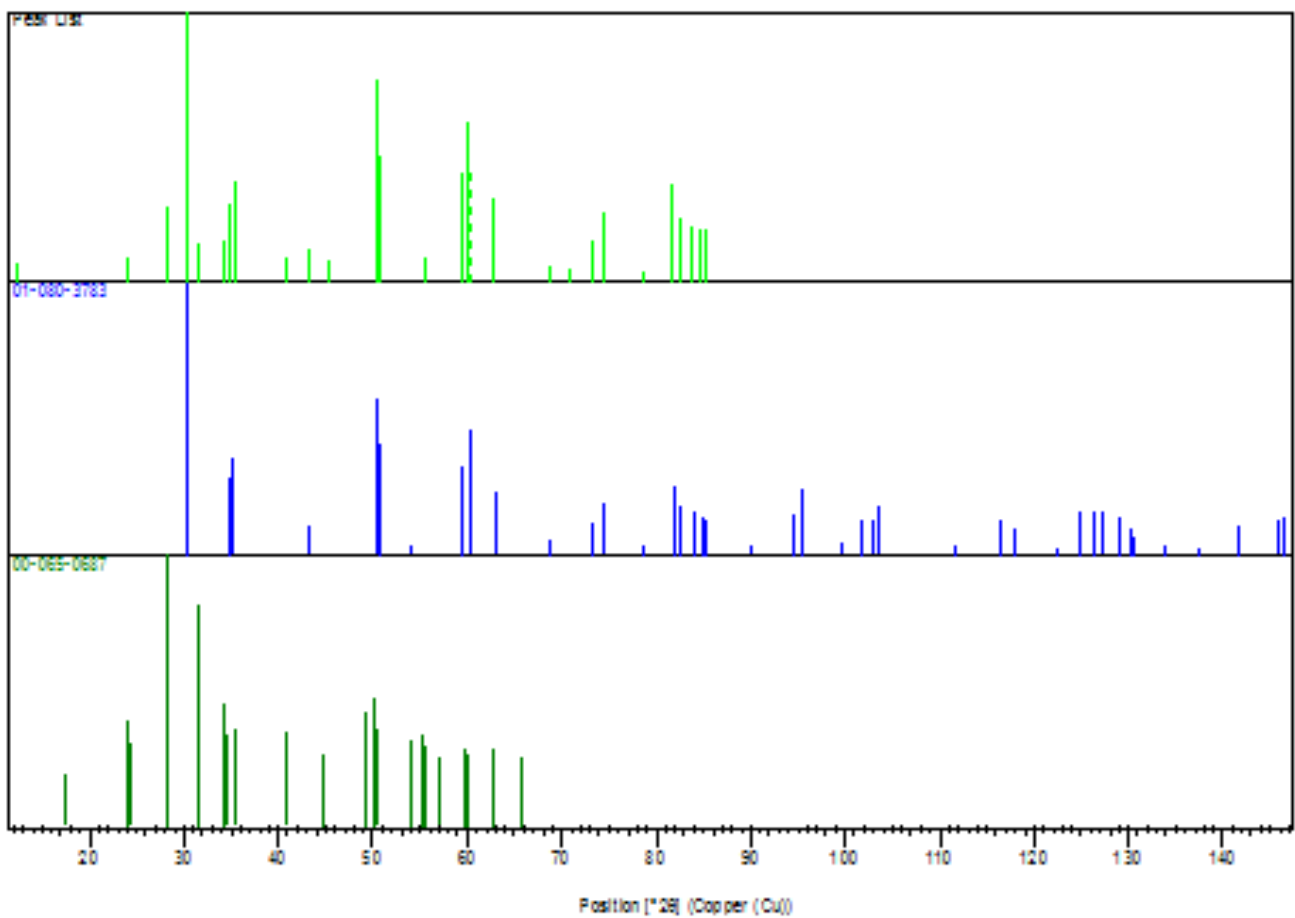


Figura 100. Fases cristalinas óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecido.

Peak List:

| Pos. [°2 θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2 θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|---------------------|--------------|-----------------------------|------------------|------------------|-----------|-----------------------------|
| 12,4357 | 8,50 | 0,3936 | 7,11795 | 0,48 | 0,4723 | |
| 24,1108 | 14,31 | 0,2362 | 3,69122 | 0,81 | 0,2834 | 00-065-0687 |
| 28,2263 | 141,81 | 0,3149 | 3,16169 | 8,05 | 0,3779 | 00-065-0687 |
| 30,2837 | 1760,91 | 0,1968 | 2,95142 | 100,00 | 0,2362 | 01-080-3783 |
| 31,4426 | 34,68 | 0,1181 | 2,84522 | 1,97 | 0,1417 | 00-065-0687 |
| 34,2110 | 43,11 | 0,1968 | 2,62106 | 2,45 | 0,2362 | 00-065-0687 |
| 34,7195 | 146,91 | 0,1968 | 2,58382 | 8,34 | 0,2362 | 01-080-3783 |
| 35,2839 | 250,46 | 0,1968 | 2,54378 | 14,22 | 0,2362 | 01-080-3783, 00-065-0687 |
| 40,6883 | 16,51 | 0,1574 | 2,21751 | 0,94 | 0,1889 | 00-065-0687 |
| 43,0560 | 26,10 | 0,1574 | 2,10090 | 1,48 | 0,1889 | 01-080-3783 |
| 45,4793 | 10,61 | 0,4723 | 1,99443 | 0,60 | 0,5668 | |
| 50,2618 | 987,35 | 0,2362 | 1,81530 | 56,07 | 0,2834 | 01-080-3783, 00-065-0687 |
| 50,7112 | 390,38 | 0,1968 | 1,80027 | 22,17 | 0,2362 | 01-080-3783, 00-065-0687 |
| 55,4565 | 16,09 | 0,3936 | 1,65694 | 0,91 | 0,4723 | 00-065-0687 |
| 59,3764 | 291,18 | 0,1574 | 1,55657 | 16,54 | 0,1889 | 01-080-3783 |
| 60,1289 | 606,30 | 0,2400 | 1,53760 | 34,43 | 0,2880 | 01-080-3783, 00-065-0687 |
| 60,3341 | 304,62 | 0,0960 | 1,53667 | 17,30 | 0,1152 | |
| 62,8268 | 167,03 | 0,3360 | 1,47791 | 9,49 | 0,4032 | 01-080-3783, 00-065-0687 |
| 68,6787 | 7,02 | 0,5760 | 1,36555 | 0,40 | 0,6912 | 01-080-3783 |
| 70,8211 | 5,78 | 1,1520 | 1,32940 | 0,33 | 1,3824 | |
| 73,1118 | 41,96 | 0,2400 | 1,29330 | 2,38 | 0,2880 | 01-080-3783 |
| 74,4183 | 115,63 | 0,1920 | 1,27380 | 6,57 | 0,2304 | 01-080-3783 |
| 78,6706 | 4,06 | 0,5760 | 1,21526 | 0,23 | 0,6912 | 01-080-3783 |
| 81,7159 | 236,37 | 0,1920 | 1,17749 | 13,42 | 0,2304 | 01-080-3783 |
| 82,4045 | 100,12 | 0,1920 | 1,16939 | 5,69 | 0,2304 | 01-080-3783 |
| 83,7825 | 77,02 | 0,1440 | 1,15363 | 4,37 | 0,1728 | 01-080-3783 |
| 84,7751 | 71,58 | 0,1920 | 1,14264 | 4,07 | 0,2304 | 01-080-3783 |
| 85,1499 | 71,08 | 0,2880 | 1,13856 | 4,04 | 0,3456 | 01-080-3783 |

Óxido de zirconio translucido GC ST en envejecido

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica como se aprecia en el difractograma.

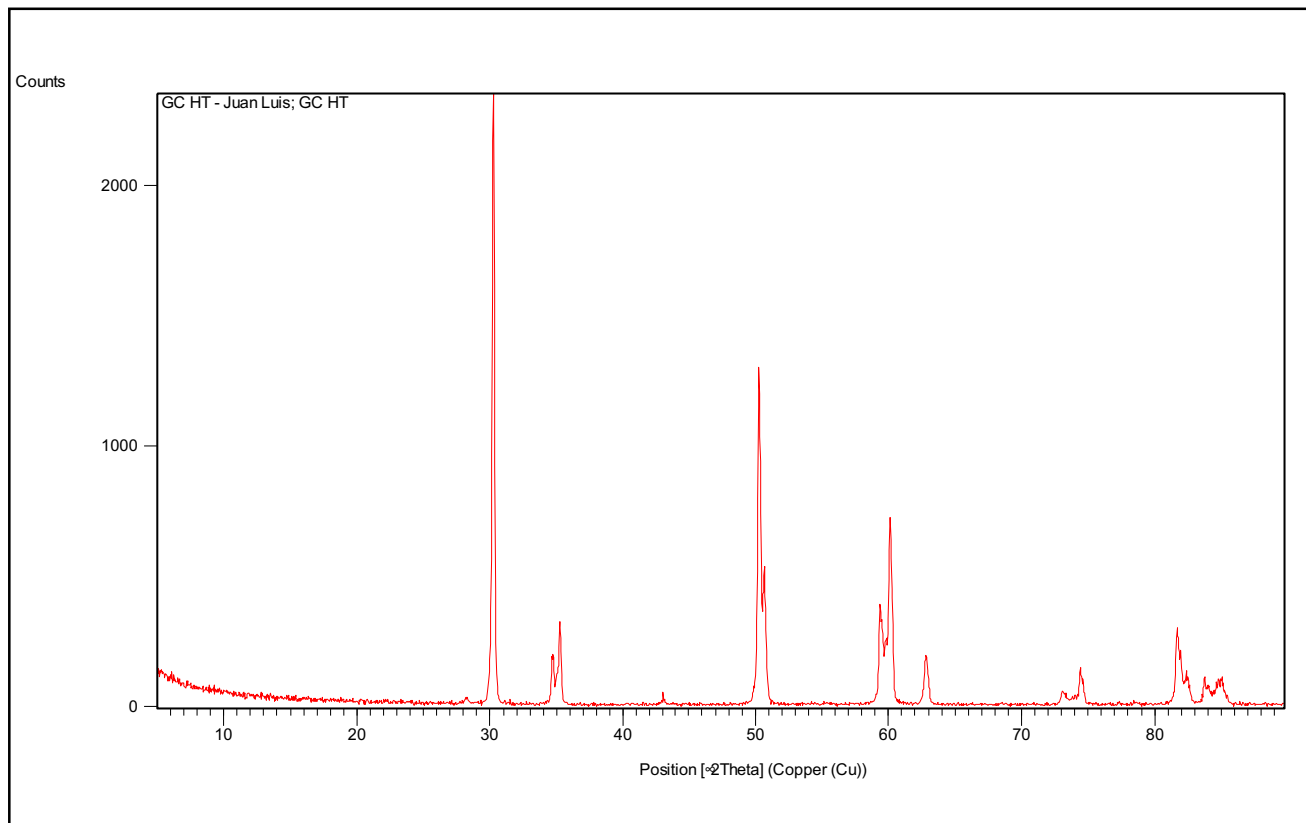


Figura 101. Difractograma óxido de zirconio translucido GC ST en envejecido

Identified Patterns List:

| Visible | Ref.Code | Score | Compound Name | Displ.[°2θ] | Scale Fac. | Chem. Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|-------------|------------|---------------|
| * | 01-075-9648 | 86 | Zirconium Oxide | 0,000 | 1,048 | Zr O2 |
| * | 00-065-0686 | 0 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,106 | Zr O2 |

El código de referencia **01-075-9648** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **00-065-0686** con óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica.

Plot of Identified Phases:

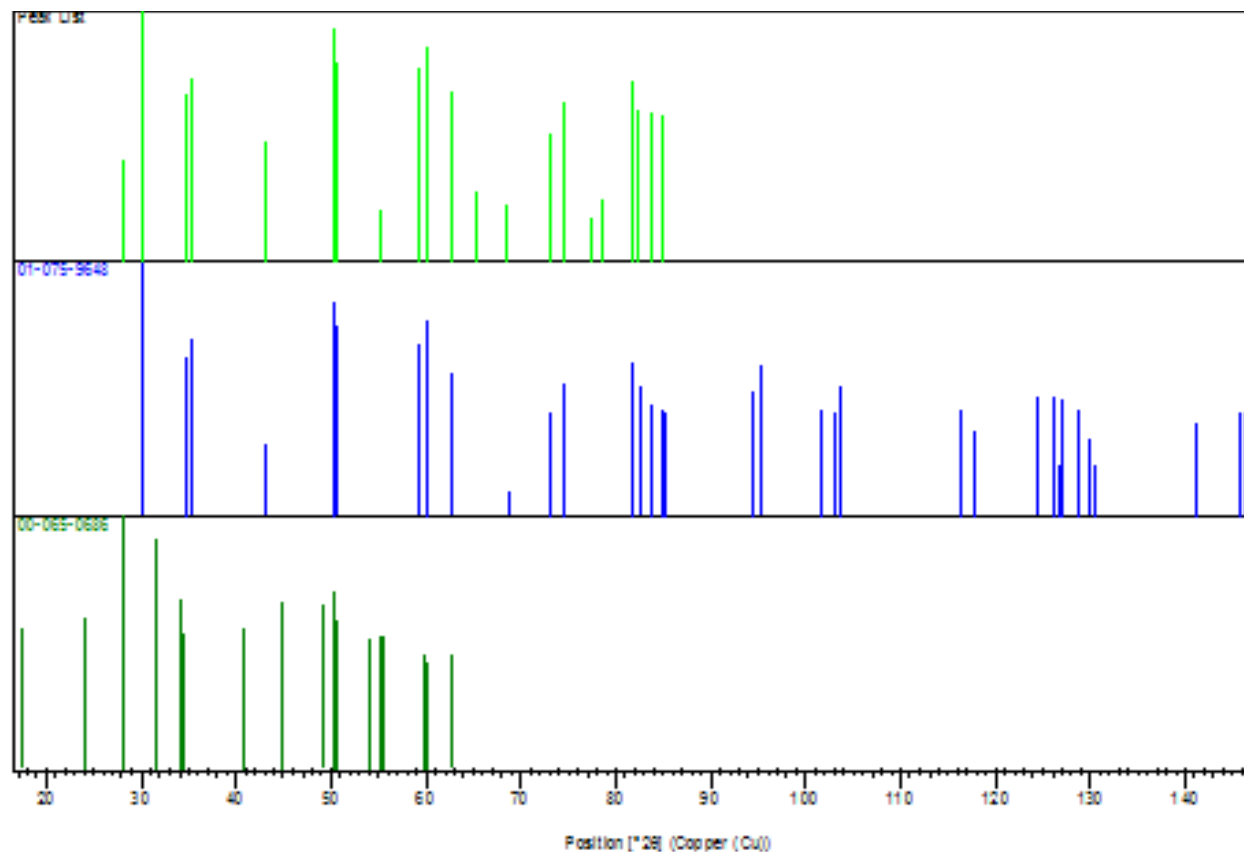


Figura 102. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC ST envejecido

Peak List:

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|------------------|------------------|-----------|-----------------------------|
| 24,1948 | 5,95 | 0,3149 | 3,67859 | 0,29 | 0,3779 | 00-065-0686 |
| 28,2097 | 44,75 | 0,1574 | 3,16350 | 2,22 | 0,1889 | 00-065-0686 |
| 30,2620 | 2020,08 | 0,1968 | 2,95348 | 100,00 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 31,4111 | 9,00 | 0,3149 | 2,84801 | 0,45 | 0,3779 | 00-065-0686 |
| 34,6944 | 151,54 | 0,2362 | 2,58563 | 7,50 | 0,2834 | 01-075-9648, 00-065-0686 |
| 35,2765 | 259,13 | 0,1968 | 2,54430 | 12,83 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 41,0278 | 5,13 | 0,7872 | 2,19994 | 0,25 | 0,9446 | 00-065-0686 |

VI. RESULTADOS

| | | | | | | |
|---------|--------|--------|---------|-------|--------|-----------------------------|
| 42,0864 | 10,90 | 0,1181 | 2,14703 | 0,54 | 0,1417 | |
| 42,9930 | 26,96 | 0,2755 | 2,10383 | 1,33 | 0,3306 | 01-075-9648 |
| 50,2577 | 970,77 | 0,2362 | 1,81544 | 48,06 | 0,2834 | 01-075-9648, 00-065-0686 |
| 50,6960 | 373,20 | 0,2362 | 1,80077 | 18,47 | 0,2834 | 01-075-9648, 00-065-0686 |
| 52,6071 | 1,79 | 0,3936 | 1,73977 | 0,09 | 0,4723 | |
| 59,3539 | 271,86 | 0,1968 | 1,55711 | 13,46 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 60,1212 | 528,80 | 0,2400 | 1,53778 | 26,18 | 0,2880 | 01-075-9648, 00-065-0686 |
| 60,2850 | 292,49 | 0,1440 | 1,53781 | 14,48 | 0,1728 | |
| 62,7883 | 122,70 | 0,2400 | 1,47872 | 6,07 | 0,2880 | 01-075-9648, 00-065-0686 |
| 68,6732 | 6,93 | 0,2880 | 1,36565 | 0,34 | 0,3456 | 01-075-9648 |
| 73,1119 | 40,14 | 0,2880 | 1,29330 | 1,99 | 0,3456 | 01-075-9648 |
| 74,4225 | 91,32 | 0,1440 | 1,27374 | 4,52 | 0,1728 | 01-075-9648 |
| 81,6671 | 213,31 | 0,2400 | 1,17807 | 10,56 | 0,2880 | 01-075-9648 |
| 82,3705 | 81,82 | 0,2400 | 1,16979 | 4,05 | 0,2880 | 01-075-9648 |
| 83,7749 | 59,42 | 0,1920 | 1,15371 | 2,94 | 0,2304 | 01-075-9648 |
| 84,7124 | 56,99 | 0,2880 | 1,14332 | 2,82 | 0,3456 | 01-075-9648 |
| 85,0586 | 71,10 | 0,1440 | 1,14238 | 3,52 | 0,1728 | |

Óxido de zirconio translucido GC HT envejecido

Encontramos óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica como se aprecia en el difractograma.

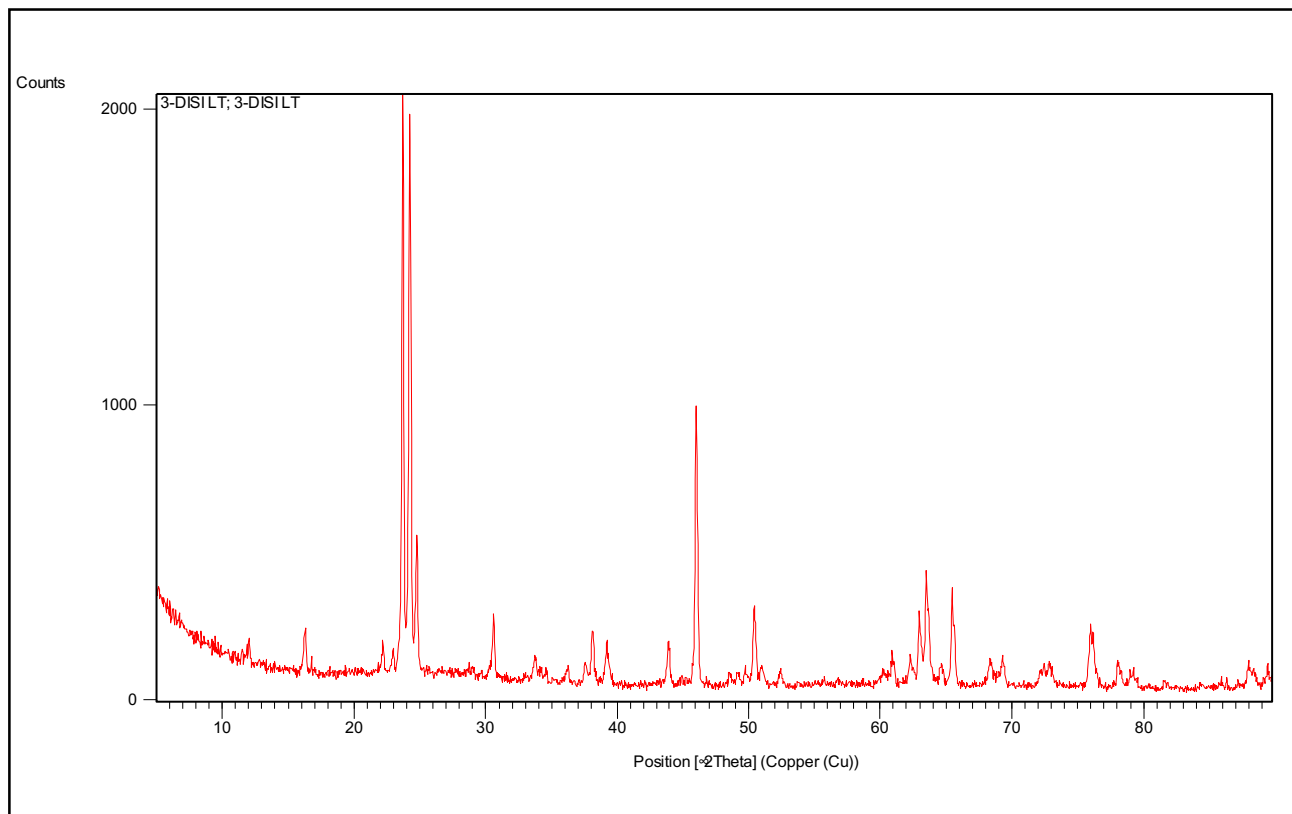


Figura 103. Difractograma óxido de zirconio translucido GC HT en envejecido

Identified Patterns List:

| Visible | Ref.Code | Score | Compound Name | Displ.[°2θ] | Scale Fac. | Chem. Formula |
|---------|-------------|-------|-----------------|-------------|------------|-------------------------|
| * | 01-075-9648 | 82 | Zirconium Oxide | 0,000 | 1,108 | Zr O₂ |
| * | 00-065-0686 | 0 | Zirconium Oxide | 0,000 | 0,156 | Zr O₂ |

El código de referencia **01-075-9648** corresponde con óxido de zirconio en fase cristalina tetragonal y el código de referencia **00-065-0686** con óxido de zirconio en fase cristalina monoclinica.

Plot of Identified Phases:

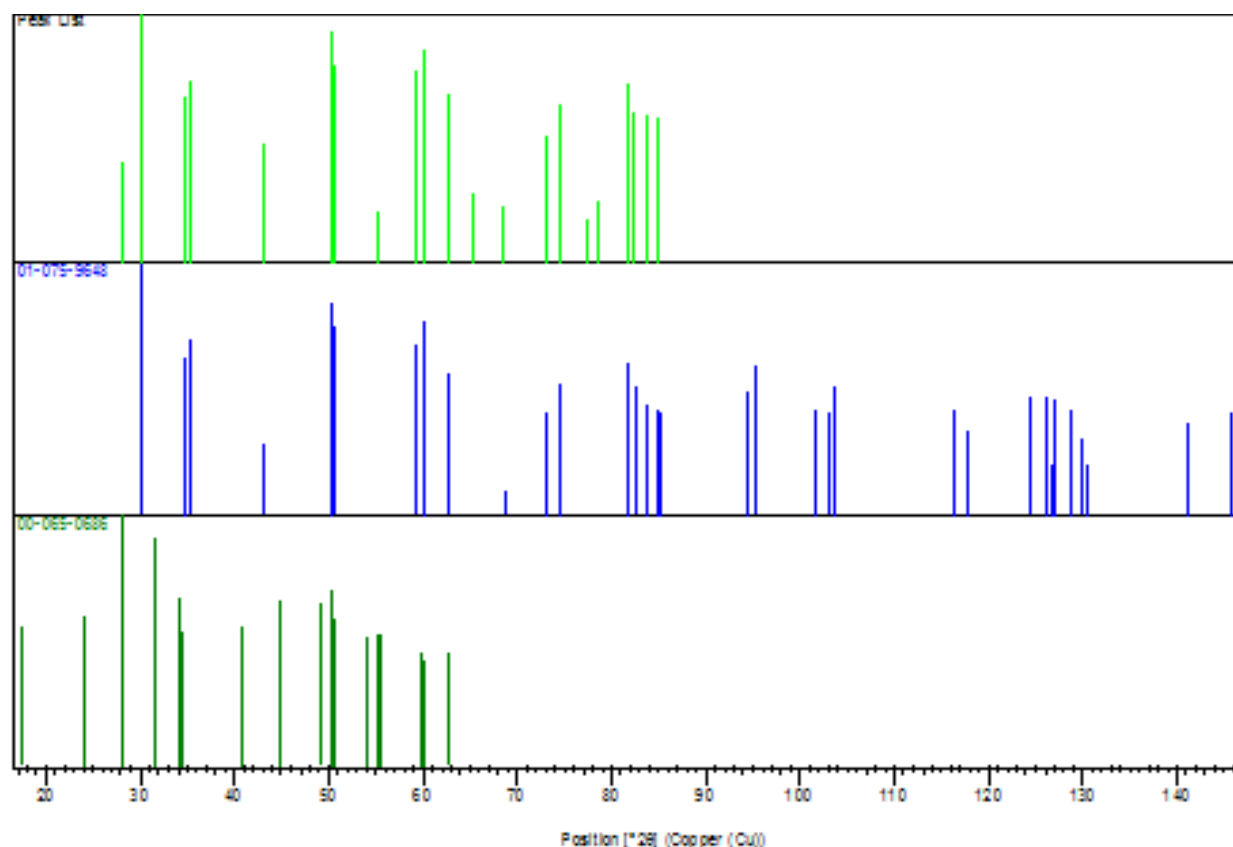


Figura 104. Fases cristalinas óxido de zirconio translucido GC HT envejecido

Peak List:

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|------------------|------------------|-----------|--------------|
| 28,1912 | 23,12 | 0,1968 | 3,16554 | 0,99 | 0,2362 | 00-065-0686 |
| 30,2661 | 2345,92 | 0,1968 | 2,95309 | 100,00 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 34,7082 | 174,13 | 0,1968 | 2,58464 | 7,42 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 35,2626 | 289,80 | 0,1968 | 2,54527 | 12,35 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 43,0783 | 40,28 | 0,1574 | 2,09986 | 1,72 | 0,1889 | 01-075-9648 |
| 50,2503 | 1277,88 | 0,2362 | 1,81569 | 54,47 | 0,2834 | 01-075-9648, |

| | | | | | | |
|---------|--------|--------|---------|-------|--------|--------------|
| 50,7218 | 453,81 | 0,1968 | 1,79991 | 19,34 | 0,2362 | 00-065-0686 |
| 55,2871 | 5,18 | 0,3936 | 1,66161 | 0,22 | 0,4723 | 01-075-9648, |
| 59,3579 | 377,59 | 0,1968 | 1,55701 | 16,10 | 0,2362 | 00-065-0686 |
| 60,1137 | 729,46 | 0,2362 | 1,53923 | 31,09 | 0,2834 | 01-075-9648, |
| 62,8108 | 186,03 | 0,2755 | 1,47947 | 7,93 | 0,3306 | 00-065-0686 |
| 65,2076 | 8,41 | 0,1181 | 1,43077 | 0,36 | 0,1417 | 01-075-9648 |
| 68,5815 | 6,00 | 0,4723 | 1,36838 | 0,26 | 0,5668 | 01-075-9648 |
| 73,0793 | 52,83 | 0,1968 | 1,29487 | 2,25 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 74,3922 | 130,44 | 0,1181 | 1,27524 | 5,56 | 0,1417 | 01-075-9648 |
| 77,2916 | 4,02 | 0,3149 | 1,23448 | 0,17 | 0,3779 | 01-075-9648 |
| 78,5441 | 7,03 | 0,3936 | 1,21790 | 0,30 | 0,4723 | 01-075-9648 |
| 81,6522 | 247,94 | 0,1968 | 1,17923 | 10,57 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 82,4534 | 103,44 | 0,2362 | 1,16979 | 4,41 | 0,2834 | 01-075-9648 |
| 83,7454 | 99,01 | 0,1574 | 1,15500 | 4,22 | 0,1889 | 01-075-9648 |
| 84,7645 | 93,10 | 0,2400 | 1,14275 | 3,97 | 0,2880 | 01-075-9648 |
| 85,0020 | 88,68 | 0,1440 | 1,14300 | 3,78 | 0,1728 | |

Disilicato de litio e.max Press en estado basal:

En las muestras del disilicato de litio aparecen varios componentes en forma de silicato de litio (lithium silicate $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), sílice (SiO_2) y óxido de litio (Li_2O).

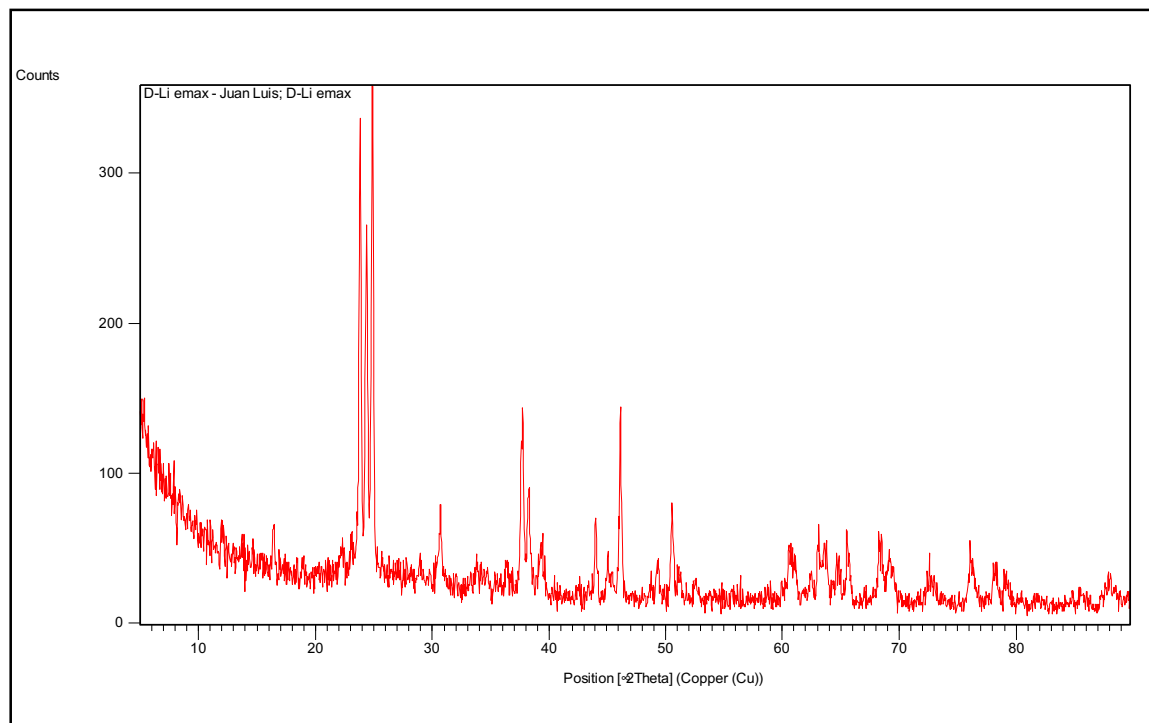


Figura 105. Difractograma disilicato de litio e.max Press en estado basal

Identified Patterns List:

| Visible | Ref. Code | Score | Compound Name | Displacement [°2Th.] | Scale Factor | Chemical Formula |
|---------|-------------|-------|------------------|----------------------|--------------|--|
| * | 01-070-4856 | 58 | Lithium Silicate | -0,134 | 0,787 | Li ₂ (Si ₂ O ₅) |
| * | 01-082-1554 | 13 | Silicon dioxide | 0,076 | 0,047 | Si O ₂ |
| * | 01-077-2144 | 9 | Dilithium oxide | 0,242 | 0,043 | Li ₂ O |
| * | 00-016-0331 | 11 | Melanophlogite | 0,007 | 0,097 | Si O ₂ |

El código de referencia **01-070-4856** corresponde con silicato de litio en forma cristalina ortorrómbica, el código de referencia **01-082-1554** corresponde con sílice en forma cristalina tetragonal, el código de referencia **01-077-2144** corresponde con óxido de litio en forma cristalina cúbica y el código de referencia **00-016-033** con sílice en forma cristalina cúbica.

Plot of Identified Phases:

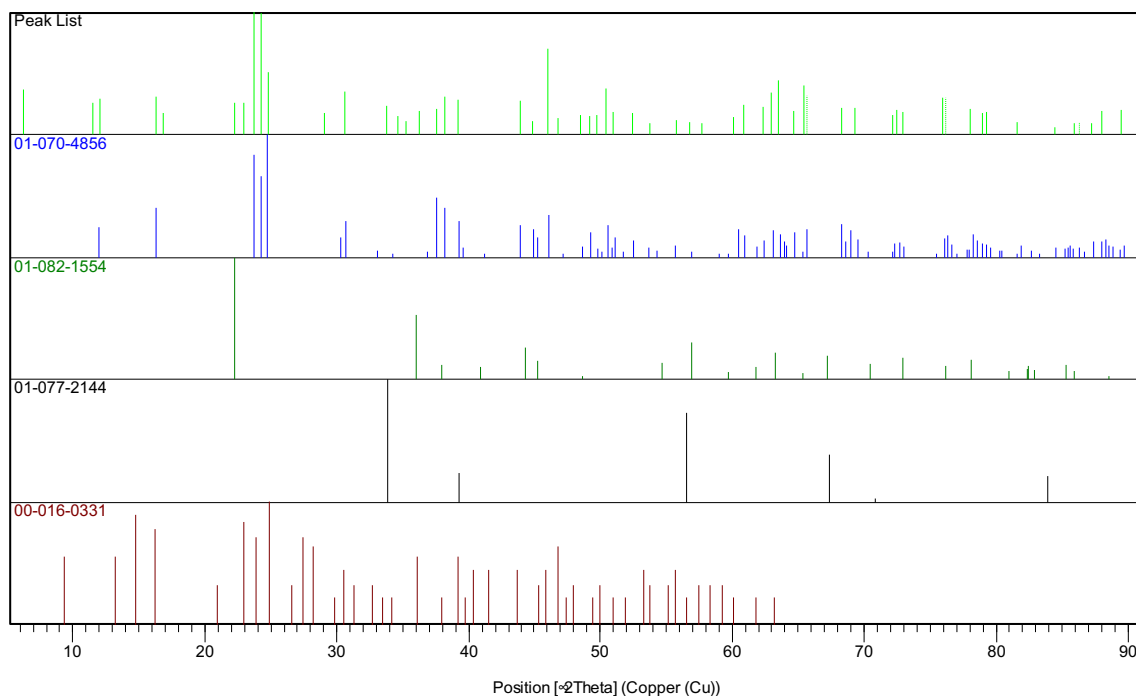


Figura 106. Fases cristalinas disilicato de litio e.max Press en estado basal

Peak List:

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip width [°2Th.] | Matched by |
|-----------------|--------------|-----------------|------------------|------------------|----------------------|---|
| 6,2690 | 268,54 | 0,0787 | 14,09899 | 13,34 | 0,0945 | |
| 11,5033 | 130,61 | 0,0787 | 7,69272 | 6,49 | 0,0945 | |
| 12,0288 | 166,81 | 0,1181 | 7,35779 | 8,28 | 0,1417 | 01-070-4856 |
| 16,2737 | 188,59 | 0,1181 | 5,44686 | 9,37 | 0,1417 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 16,8377 | 63,81 | 0,3149 | 5,26567 | 3,17 | 0,3779 | |
| 22,2163 | 138,11 | 0,1181 | 4,00150 | 6,86 | 0,1417 | 01-082-1554 |
| 22,9751 | 131,13 | 0,1574 | 3,87104 | 6,51 | 0,1889 | 00-016-0331 |
| 23,6969 | 2013,70 | 0,1574 | 3,75473 | 100,00 | 0,1889 | 01-070-4856 |
| 24,2526 | 1964,79 | 0,1574 | 3,66995 | 97,57 | 0,1889 | 01-070-4856 |
| 24,7731 | 515,75 | 0,1574 | 3,59402 | 25,61 | 0,1889 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 29,0241 | 63,74 | 0,1574 | 3,07657 | 3,17 | 0,1889 | |
| 30,5841 | 247,25 | 0,1574 | 2,92310 | 12,28 | 0,1889 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 33,7509 | 107,76 | 0,1574 | 2,65573 | 5,35 | 0,1889 | 01-077-2144 |
| 34,6075 | 47,99 | 0,1574 | 2,59193 | 2,38 | 0,1889 | |
| 35,1922 | 24,65 | 0,3149 | 2,55019 | 1,22 | 0,3779 | |
| 36,2529 | 76,74 | 0,1181 | 2,47798 | 3,81 | 0,1417 | 00-016-0331 |
| 37,5549 | 85,65 | 0,1574 | 2,39501 | 4,25 | 0,1889 | 01-070-4856 |
| 38,1284 | 188,96 | 0,1968 | 2,36029 | 9,38 | 0,2362 | 01-070-4856; 01-082-1554; 00-016-0331 |
| 39,2054 | 162,85 | 0,1968 | 2,29790 | 8,09 | 0,2362 | 01-070-4856; 01-077-2144; 00-016-0331 |
| 43,9439 | 152,97 | 0,1574 | 2,06049 | 7,60 | 0,1889 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 44,8826 | 24,75 | 0,2362 | 2,01955 | 1,23 | 0,2834 | 01-070-4856 |
| 46,0349 | 976,53 | 0,2362 | 1,97165 | 48,49 | 0,2834 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 46,8183 | 37,48 | 0,0787 | 1,94047 | 1,86 | 0,0945 | 00-016-0331 |
| 48,5433 | 50,66 | 0,1574 | 1,87547 | 2,52 | 0,1889 | 01-070-4856; 01-082-1554 |
| 49,2320 | 45,66 | 0,2362 | 1,85084 | 2,27 | 0,2834 | 01-070-4856 |
| 49,7428 | 49,64 | 0,1574 | 1,83302 | 2,47 | 0,1889 | 01-070-4856 |
| 50,4465 | 278,17 | 0,2755 | 1,80909 | 13,81 | 0,3306 | 01-070-4856 |
| 50,9826 | 64,90 | 0,1574 | 1,79132 | 3,22 | 0,1889 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 52,4608 | 63,66 | 0,2755 | 1,74427 | 3,16 | 0,3306 | 01-070-4856 |
| 53,7867 | 16,93 | 0,2362 | 1,70436 | 0,84 | 0,2834 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 55,7542 | 29,12 | 0,1181 | 1,64879 | 1,45 | 0,1417 | 01-070-4856; 00-016-0331 |
| 56,7663 | 21,48 | 0,1574 | 1,62178 | 1,07 | 0,1889 | 01-070-4856; 01-082-1554; 01-077-2144 |
| 57,7199 | 17,67 | 0,3936 | 1,59723 | 0,88 | 0,4723 | |

| | | | | | | |
|---------|--------|--------|---------|-------|--------|-----------------------------|
| 60,1096 | 41,32 | 0,3149 | 1,53932 | 2,05 | 0,3779 | 00-016-0331 |
| 60,8904 | 119,28 | 0,0787 | 1,52144 | 5,92 | 0,0945 | 01-070-4856 |
| 62,3233 | 98,84 | 0,1574 | 1,48986 | 4,91 | 0,1889 | 01-070-4856 |
| 62,9529 | 229,09 | 0,1574 | 1,47647 | 11,38 | 0,1889 | 01-070-4856 |
| 63,4880 | 396,93 | 0,1574 | 1,46531 | 19,71 | 0,1889 | 01-070-4856; 01-082-1554 |
| 64,6572 | 73,10 | 0,2362 | 1,44161 | 3,63 | 0,2834 | 01-070-4856 |
| 65,4509 | 326,19 | 0,1920 | 1,42486 | 16,20 | 0,2304 | 01-070-4856; 01-082-1554 |
| 65,6613 | 204,36 | 0,0960 | 1,42433 | 10,15 | 0,1152 | |
| 68,3267 | 94,29 | 0,2880 | 1,37173 | 4,68 | 0,3456 | 01-070-4856 |
| 69,2743 | 91,24 | 0,2880 | 1,35526 | 4,53 | 0,3456 | 01-070-4856 |
| 72,1766 | 52,13 | 0,1920 | 1,30774 | 2,59 | 0,2304 | 01-070-4856 |
| 72,4299 | 81,87 | 0,1440 | 1,30379 | 4,07 | 0,1728 | 01-070-4856 |
| 72,9072 | 69,70 | 0,2880 | 1,29643 | 3,46 | 0,3456 | 01-070-4856; 01-082-1554 |
| 75,9345 | 183,20 | 0,1920 | 1,25209 | 9,10 | 0,2304 | 01-070-4856 |
| 76,1826 | 180,89 | 0,1440 | 1,25173 | 8,98 | 0,1728 | |
| 78,0230 | 89,55 | 0,2400 | 1,22371 | 4,45 | 0,2880 | 01-070-4856; 01-082-1554 |
| 78,9891 | 59,53 | 0,1920 | 1,21115 | 2,96 | 0,2304 | 01-070-4856 |
| 79,2411 | 65,45 | 0,1440 | 1,20793 | 3,25 | 0,1728 | 01-070-4856 |
| 81,5664 | 19,87 | 0,0960 | 1,17927 | 0,99 | 0,1152 | 01-070-4856 |
| 84,4284 | 7,00 | 0,3840 | 1,14644 | 0,35 | 0,4608 | 01-070-4856 |
| 85,8740 | 18,29 | 0,2880 | 1,13081 | 0,91 | 0,3456 | 01-070-4856; 01-082-1554 |
| 86,3024 | 21,26 | 0,1440 | 1,12909 | 1,06 | 0,1728 | |
| 87,1823 | 16,55 | 0,3840 | 1,11717 | 0,82 | 0,4608 | 01-070-4856 |
| 87,9705 | 72,57 | 0,2880 | 1,10918 | 3,60 | 0,3456 | 01-070-4856 |
| 89,4232 | 80,32 | 0,1440 | 1,09489 | 3,99 | 0,1728 | 01-070-4856 |

Disilicato de litio e.max Press envejecido:

En las muestras del disilicato de litio aparecen varios componentes en forma de silicato de litio (lithium silicate $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), sílice (SiO_2), silicato de litio (lithium silicate $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$) y Litio-sílice (lithium silicon $\text{Li}_{22}\text{Si}_5$).

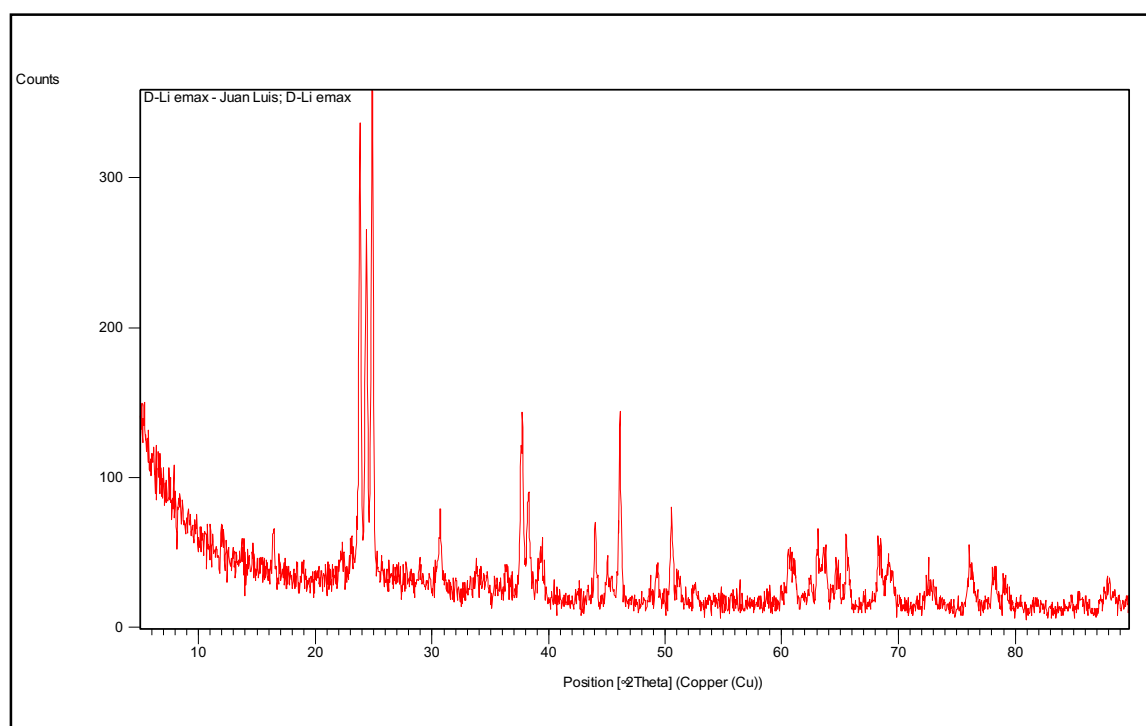


Figura 107. Difractograma disilicato de litio e.max Press envejecido

Identified Patterns List:

| Visible | Ref.Code | Score | Compound Name | Displ.[°2θ] | Scale Fac. | Chem. Formula |
|---------|-------------|-------|------------------|-------------|------------|--|
| * | 04-010-3965 | 58 | Lithium Silicate | 0,000 | 1,045 | Li ₂ Si ₂ O ₅ |
| * | 04-008-7830 | 9 | Silicon Oxide | 0,000 | 0,036 | Si O ₂ |
| * | 00-015-0519 | 3 | Lithium Silicate | 0,000 | 0,064 | Li ₂ Si O ₃ |
| * | 04-003-6444 | 5 | Lithium Silicon | 0,000 | 0,079 | Li ₂₂ Si ₅ |

El código de referencia **04-010-3965** corresponde con silicato de litio en forma cristalina ortorrómbica, el código de referencia **04-008-7830** corresponde con sílice en forma cristalina tetragonal, el código de referencia **00-015-0519** corresponde con un compuesto de sílice-litio en forma cristalina ortorrómbica y el código de referencia **04-003-6444** corresponde con un compuesto de sílice - litio en forma cristalina cúbica.

Plot of Identified Phases:

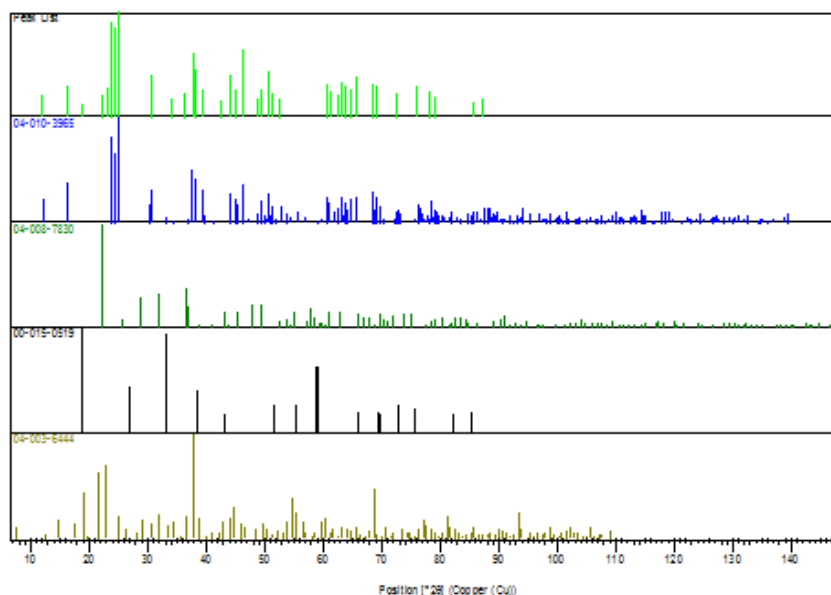


Figura 108. Fases cristalinas disilicato de litio e.max Press envejecido.

Peak List:

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|------------------|------------------|-----------|-------------|
| 12,0162 | 14,52 | 0,2362 | 7,36546 | 4,44 | 0,2834 | 04-010-3965 |
| 16,3916 | 27,97 | 0,1574 | 5,40794 | 8,55 | 0,1889 | 04-010-3965 |
| 18,8788 | 6,05 | 0,3149 | 4,70072 | 1,85 | 0,3779 | 00-015-0519 |
| 22,2827 | 16,13 | 0,3149 | 3,98973 | 4,93 | 0,3779 | 04-008-7830 |
| 23,0708 | 24,66 | 0,2362 | 3,85520 | 7,54 | 0,2834 | 04-003-6444 |
| 23,7993 | 273,03 | 0,1574 | 3,73881 | 83,44 | 0,1889 | 04-010-3965 |

VI. RESULTADOS

| | | | | | | |
|---------|--------|--------|---------|--------|--------|---|
| 24,3509 | 238,61 | 0,1968 | 3,65536 | 72,92 | 0,2362 | 04-010-3965 |
| 24,8921 | 327,20 | 0,1968 | 3,57709 | 100,00 | 0,2362 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 30,6656 | 53,52 | 0,1574 | 2,91552 | 16,36 | 0,1889 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 34,0690 | 11,18 | 0,9446 | 2,63166 | 3,42 | 1,1336 | 04-003-6444 |
| 36,3497 | 17,59 | 0,2362 | 2,47160 | 5,38 | 0,2834 | 04-008-7830, 04-003-6444 |
| 37,6973 | 122,71 | 0,2362 | 2,38629 | 37,50 | 0,2834 | 04-010-3965 |
| 38,2421 | 67,94 | 0,2362 | 2,35354 | 20,76 | 0,2834 | 04-010-3965, 00-015-0519, 04-003-6444 |
| 39,3549 | 23,80 | 0,2362 | 2,28952 | 7,27 | 0,2834 | 04-010-3965 |
| 42,5405 | 7,84 | 0,3149 | 2,12516 | 2,40 | 0,3779 | |
| 44,0222 | 54,15 | 0,1574 | 2,05700 | 16,55 | 0,1889 | 04-010-3965, 04-008-7830, 04-003-6444 |
| 45,0441 | 22,80 | 0,2362 | 2,01268 | 6,97 | 0,2834 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 46,1609 | 131,81 | 0,1574 | 1,96656 | 40,28 | 0,1889 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 48,7402 | 9,83 | 0,2362 | 1,86835 | 3,01 | 0,2834 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 49,3348 | 23,69 | 0,2362 | 1,84722 | 7,24 | 0,2834 | 04-010-3965, 04-008-7830 |
| 50,5679 | 64,40 | 0,1968 | 1,80503 | 19,68 | 0,2362 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 51,1890 | 18,55 | 0,2362 | 1,78458 | 5,67 | 0,2834 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 52,5495 | 10,69 | 0,3149 | 1,74154 | 3,27 | 0,3779 | 04-010-3965, 04-008-7830 |
| 60,6406 | 32,79 | 0,2362 | 1,52711 | 10,02 | 0,2834 | 04-010-3965, 04-008-7830 |
| 61,2050 | 20,68 | 0,2362 | 1,51438 | 6,32 | 0,2834 | 04-010-3965, 04-008-7830, 04-003-6444 |
| 62,4153 | 14,72 | 0,3149 | 1,48789 | 4,50 | 0,3779 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 63,0599 | 37,40 | 0,1968 | 1,47423 | 11,43 | 0,2362 | 04-010-3965, 04-008-7830, 04-003-6444 |
| 63,6899 | 30,84 | 0,3936 | 1,46115 | 9,43 | 0,4723 | 04-010-3965 |
| 64,7254 | 22,25 | 0,3149 | 1,44026 | 6,80 | 0,3779 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 65,5390 | 47,12 | 0,1181 | 1,42434 | 14,40 | 0,1417 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 68,3761 | 33,04 | 0,3936 | 1,37199 | 10,10 | 0,4723 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 69,1361 | 29,43 | 0,2362 | 1,35876 | 8,99 | 0,2834 | 04-010-3965, 00-015-0519, 04-003-6444 |
| 72,6110 | 16,91 | 0,6298 | 1,30206 | 5,17 | 0,7557 | 04-010-3965, |

VI. RESULTADOS

| | | | | | | |
|---------|-------|--------|---------|------|--------|--|
| 76,0666 | 30,71 | 0,3149 | 1,25128 | 9,39 | 0,3779 | 00-015-0519 04-010-3965, 00-015-0519, 04-003-6444 |
| 78,1337 | 18,97 | 0,3936 | 1,22327 | 5,80 | 0,4723 | 04-010-3965 |
| 79,0997 | 12,39 | 0,3149 | 1,21074 | 3,79 | 0,3779 | 04-010-3965, 04-008-7830, 04-003-6444 |
| 85,7846 | 6,75 | 0,9446 | 1,13269 | 2,06 | 1,1336 | 04-010-3965, 04-003-6444 |
| 87,3393 | 9,12 | 0,1968 | 1,11649 | 2,79 | 0,2362 | 04-010-3965, 04-003-6444 |

VI.c. Translucidez

VI.c.1. Estadística descriptiva

Se realizaron las pruebas de transmitancia en los diferentes sistemas cerámicos, se efectuaron 5 mediciones para cada tipo de cerámica.

La siguiente tabla muestra los resultados obtenidos para cada una de las mediciones y cada una de las cerámicas.

| CERÁMICA | | | | | | MEDIA |
|--|-------|-------|-------|-------|-------|--------------|
| ZIRCONIO HIP DC-ZIRCON | 0.592 | 0.421 | 0.461 | 0.570 | 0.592 | 0.527 |
| ZIRCONIO PRESINTERIZADO DC-SHRINK | 0.901 | 0.897 | 0.924 | 0.907 | 0.892 | 0.904 |
| ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL ST | 2.463 | 2.697 | 2.718 | 2.707 | 2.719 | 2.660 |
| ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL HT | 2.709 | 2.742 | 2.756 | 2.709 | 2.756 | 2.734 |
| DISILICATO DE LITIO IPS E.MAX PRESS LT | 2.685 | 2.688 | 2.676 | 2.686 | 2.672 | 2.681 |

Tabla 16. Mediciones de transmitancia de las diferentes cerámicas.

A continuación, se realizó el análisis descriptivo de los datos:

| GRUPO | MEDIA | DE | 95% CI | Mínimo | Máximo |
|-----------------------------------|--------|-----------|---------------------|--------|--------|
| Zirconio HIP DC-Zircon | 0.527 | 80,45309 | 427,3043-627,0957 | 0.421 | 0.592 |
| Zirconio presinterizado DC-Shrink | 0.9004 | 12,35718 | 888,8565-919,5435 | 0.892 | 0.924 |
| Zirconio-Alúmina GC Initial ST | 2.660 | 110,93782 | 2523,0525-2798,5475 | 2.463 | 2.719 |
| Zirconio- | 2.734 | 23,88095 | 2704,7479- | 2.709 | 2.756 |

| | | | | | |
|---|-------|---------|-------------------------|-------|-------|
| Alúmina GC Initial HT | | | 2764,0521 | | |
| Disilicato de Litio IPS e.max Press | 2.681 | 6,98570 | 2672,7261- 2690,0739 | 2.672 | 2.688 |

Tabla 17. Media y desviación estándar (DE) de la transmitancia de las cerámicas estudiadas

La comparación entre los distintos tipos de materiales se presenta a continuación de forma gráfica mediante el correspondiente diagrama de cajas.

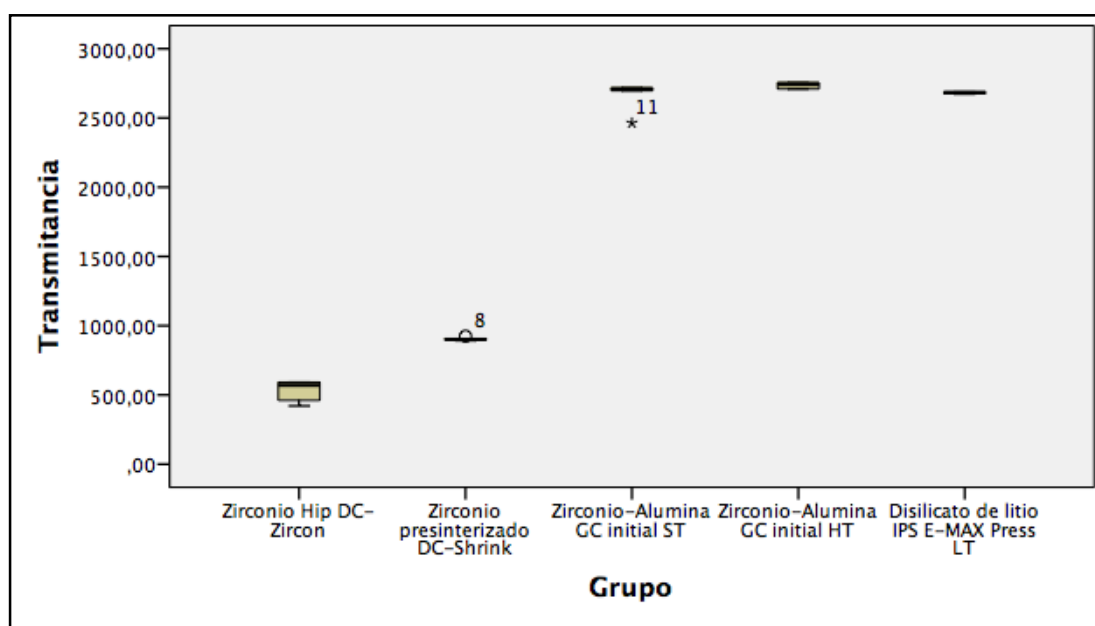


Figura 109. Representación de diagrama de cajas

VI.c.2. Estadística inferencial

En primer lugar, se realizaron pruebas de normalidad para la variable primaria transmitancia en cada uno de los grupos.

Pruebas de normalidad

| Grupo | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|--|---------------------------------|----|-------------------|--------------|----|------|
| | Estadístico | gl | Sig. | Estadístico | gl | Sig. |
| Zirconio Hip DC-Zircon | ,303 | 5 | ,151 | ,815 | 5 | ,107 |
| Zirconio presinterizado DC-Shrink | ,210 | 5 | ,200 [*] | ,918 | 5 | ,518 |
| Zirconio-Alumina GC initial ST | ,428 | 5 | ,003 | ,624 | 5 | ,001 |
| Zirconio-Alumina GC initial HT | ,256 | 5 | ,200 [*] | ,795 | 5 | ,074 |
| Disilicato de litio IPS E-MAX Press LT | ,297 | 5 | ,172 | ,872 | 5 | ,275 |

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de la significación de Lilliefors

Posteriormente se realizó el correspondiente test de ANOVA de un factor

ANOVA de un factor

Transmitancia

| | Suma de cuadrados | gl | Media cuadrática | F | Sig. |
|--------------|-------------------|----|------------------|----------|------|
| Inter-grupos | 23809053,200 | 4 | 5952263,300 | 1522,186 | ,000 |
| Intra-grupos | 78206,800 | 20 | 3910,340 | | |
| Total | 23887260,000 | 24 | | | |

El p-valor menor que 0.05 indica que existen diferencias significativas en el nivel de translucidez media entre alguno de los grupos analizados.

Para saber entre que grupos existen tales diferencias se realizó el test post-hoc de Tukey (p-valores < 0.05)

VI. RESULTADOS

| (I) Grupo | (J) Grupo | Diferencia de medias (I-J) | Error típico | Sig. | Intervalo de confianza al 95% |
|--|--|----------------------------|--------------|------|-------------------------------|
| | | | | | Límite inferior |
| Zirconio Hip DC-Zircon | Zirconio presinterizado DC-Shrink | -377,00000* | 39,54916 | ,000 | -495,3459 |
| | Zirconio-Alumina GC initial ST | -2133,60000* | 39,54916 | ,000 | -2251,9459 |
| | Zirconio-Alumina GC initial HT | -2207,20000* | 39,54916 | ,000 | -2325,5459 |
| | Disilicato de litio IPS E-MAX Press LT | -2154,20000* | 39,54916 | ,000 | -2272,5459 |
| Zirconio presinterizado DC-Shrink | Zirconio Hip DC-Zircon | 377,00000* | 39,54916 | ,000 | 258,6541 |
| | Zirconio-Alumina GC initial ST | -1756,60000* | 39,54916 | ,000 | -1874,9459 |
| | Zirconio-Alumina GC initial HT | -1830,20000* | 39,54916 | ,000 | -1948,5459 |
| | Disilicato de litio IPS E-MAX Press LT | -1777,20000* | 39,54916 | ,000 | -1895,5459 |
| Zirconio-Alumina GC initial ST | Zirconio Hip DC-Zircon | 2133,60000* | 39,54916 | ,000 | 2015,2541 |
| | Zirconio presinterizado DC-Shrink | 1756,60000* | 39,54916 | ,000 | 1638,2541 |
| | Zirconio-Alumina GC initial HT | -73,60000 | 39,54916 | ,369 | -191,9459 |
| | Disilicato de litio IPS E-MAX Press LT | -20,60000 | 39,54916 | ,984 | -138,9459 |
| Zirconio-Alumina GC initial HT | Zirconio Hip DC-Zircon | 2207,20000* | 39,54916 | ,000 | 2088,8541 |
| | Zirconio presinterizado DC-Shrink | 1830,20000* | 39,54916 | ,000 | 1711,8541 |
| | Zirconio-Alumina GC initial ST | 73,60000 | 39,54916 | ,369 | -44,7459 |
| | Disilicato de litio IPS E-MAX Press LT | 53,00000 | 39,54916 | ,671 | -65,3459 |
| Disilicato de litio IPS E-MAX Press LT | Zirconio Hip DC-Zircon | 2154,20000* | 39,54916 | ,000 | 2035,8541 |
| | Zirconio presinterizado DC-Shrink | 1777,20000* | 39,54916 | ,000 | 1658,8541 |
| | Zirconio-Alumina GC initial ST | 20,60000 | 39,54916 | ,984 | -97,7459 |
| | Zirconio-Alumina GC initial HT | -53,00000 | 39,54916 | ,671 | -171,3459 |

Según los resultados estadísticos mostrados en la anterior tabla podemos afirmar que:

- El óxido de zirconio HIP DC-Zircon es menos translúcido que el resto de las cerámicas estudiadas.
- El óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink es menos translúcido que el resto de las cerámicas estudiadas exceptuando a la cerámica de óxido de zirconio HIP DC-Zircon.
- El óxido de zirconio-alúmina GC ST y HT son más translúcidos que el óxido de zirconio HIP DC-Zircon y que el óxido de zirconio DC-Shrink.
- El disilicato de litio IPS e.max Press es más translúcido que el óxido de zirconio HIP DC-Zircon y que el óxido de zirconio DC-Shrink.
- No existe diferencia en el nivel de translucidez entre el óxido de zirconio-alúmina GC ST, el óxido de zirconio-alúmina GC HT y el disilicato de litio IPS e.max Press LT.

VI.d. Resistencia a la flexión

VII.d.1. Estadística descriptiva

Los grupos de ensayo analizados son:

- Grupo **HB**: probetas de zirconio HIP DC-Zircon.
- Grupo **HE**: probetas de zirconio HIP DC-Zircon envejecidas.
- Grupo **PB**: probetas de zirconio presinterizado DC-Shrink.
- Grupo **PE**: probetas de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecidas.
- Grupo **SB**: probetas de zirconio-alúmina GC Initial ST.
- Grupo **SE**: probetas de zirconio-alúmina GC Initial ST envejecidas.
- Grupo **TB**: probetas de zirconio-alúmina GC Initial HT.
- Grupo **TE**: probetas de zirconio-alúmina GC Initial HT envejecidas.
- Grupo **DB**: probetas de disilicato de litio IPS e.max Press.
- Grupo **DE**: probetas de disilicato de litio IPS e.max Press envejecidas.

Tras realizar el ensayo de resistencia a la flexión en tres puntos, obtuvimos los siguientes resultados

| | HB | HE | PB | PE | SB | SE | TB | TE | DB | DE |
|----|------|------|------|------|------|------|------|------|-----|-----|
| 1 | 982 | 1583 | 1133 | 1283 | 1589 | 1175 | 1426 | 1722 | 578 | 750 |
| 2 | 1063 | 2148 | 1682 | 877 | 1665 | 1339 | 1455 | 1344 | 578 | 674 |
| 3 | 1147 | 2175 | 974 | 1360 | 1417 | 1359 | 1073 | 1302 | 653 | 656 |
| 4 | 1187 | 2111 | 1133 | 1615 | 929 | 1572 | 1513 | 1649 | 420 | 858 |
| 5 | 1300 | 2626 | 1595 | 1443 | 1669 | 1645 | 1629 | 1589 | 759 | 583 |
| 6 | 1130 | 1831 | 972 | 1132 | 1057 | 1175 | 1602 | 1608 | 790 | 792 |
| 7 | 2517 | 2866 | 1041 | 1179 | 1026 | 1846 | 1635 | 1443 | 756 | 835 |
| 8 | 2147 | 2220 | 612 | 1086 | 1230 | 1416 | 1657 | 1303 | 528 | 710 |
| 9 | 2252 | 2942 | 2000 | 926 | 1326 | 1217 | 1432 | 1548 | | |
| 10 | 2279 | 1665 | 1352 | 1197 | 1554 | | 1526 | | | |
| 11 | 2805 | 2833 | 1116 | 1205 | 1388 | | 960 | | | |
| 12 | 3065 | 2133 | 1202 | 1289 | 1667 | | 1392 | | | |
| 13 | 2238 | 1671 | 1515 | 1056 | 1681 | | 1491 | | | |
| 14 | 2300 | 2131 | 2119 | 1285 | 1223 | | | | | |
| 15 | 1474 | | 1916 | | | | | | | |
| 16 | 2897 | | 954 | | | | | | | |

Tabla 18. Resistencia a la flexión en 3 puntos (MPa)

Primero se realiza el análisis descriptivo de los datos:

| GRUPO | MEDIA | DE | 95% CI | Mínimo | Máximo |
|-------|---------|---------|-----------------|--------|--------|
| HB | 1434,13 | 570,332 | 957-1910,93 | 982 | 2517 |
| HE | 2195,00 | 405,909 | 1855-2534,35 | 1583 | 2866 |
| PB | 1142,75 | 347,479 | 852,25-1433,25 | 612 | 1682 |
| PE | 1246,88 | 229,464 | 1055,04-1438,71 | 877 | 1615 |
| SB | 1322,75 | 302,164 | 1070,13-1575,37 | 929 | 1669 |
| SE | 1440,88 | 233,626 | 1245,56-1636,19 | 1175 | 1846 |
| TB | 1498,75 | 192,690 | 1337,66-1659,84 | 1073 | 1657 |

| | | | | | |
|----|---------|---------|-----------------|------|------|
| TE | 1495,00 | 167,532 | 1354,94-1635,06 | 1302 | 1722 |
| DB | 632,75 | 130,108 | 523,98-741,52 | 420 | 790 |
| DE | 732,25 | 94,289 | 653,42-811,08 | 583 | 858 |

Tabla 19. Media (MPa) y desviación estándar (DE) de la resistencia a la flexión en tres puntos de los sistemas analizados antes y después del envejecimiento.

La comparación entre los distintos tipos de materiales se presenta a continuación de forma gráfica.

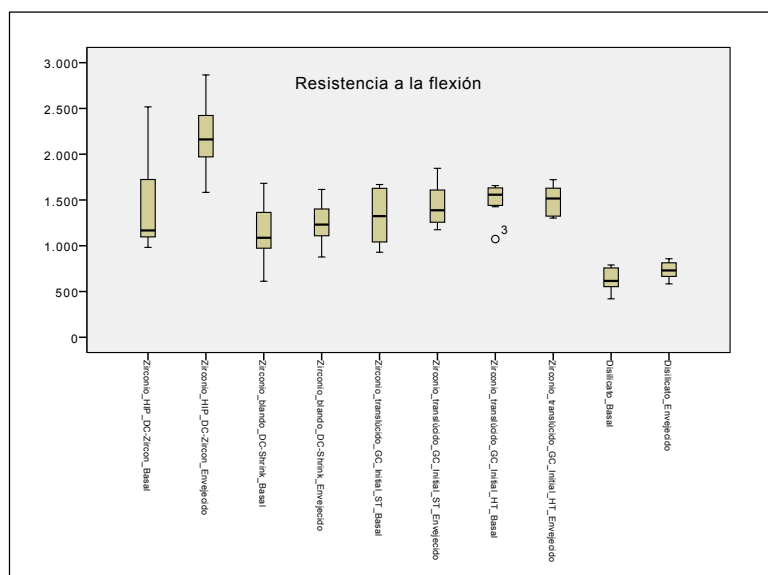


Figura 110. Representación de diagrama de cajas

VI.d.2. Estadística inferencial

Se realizan pruebas de normalidad para la variable primaria resistencia a la flexión en cada uno de los grupos

Pruebas de normalidad

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---|---------------------------------|----|-------|--------------|----|------|
| | Estadístico | gl | Sig. | Estadístico | gl | Sig. |
| Zirconio_HIP_DC-Zircon_Basal | ,343 | 8 | ,006 | ,746 | 8 | ,007 |
| Zirconio_HIP_DC-Zircon_Envejecido | ,225 | 8 | ,200* | ,953 | 8 | ,741 |
| Zirconio_blando_DC-Shrink_Basal | ,261 | 8 | ,115 | ,911 | 8 | ,362 |
| Zirconio_blando_DC-Shrink_Envejecido | ,117 | 8 | ,200* | ,994 | 8 | ,999 |
| Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | ,186 | 8 | ,200* | ,889 | 8 | ,227 |
| Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | ,167 | 8 | ,200* | ,938 | 8 | ,592 |
| Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | ,228 | 8 | ,200* | ,796 | 8 | ,026 |
| Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | ,213 | 8 | ,200* | ,890 | 8 | ,232 |
| Disilicato_Basal | ,203 | 8 | ,200* | ,932 | 8 | ,535 |
| Disilicato_Envejecido | ,112 | 8 | ,200* | ,972 | 8 | ,912 |

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de la significación de Lilliefors

La prueba paramétrica para comparar las medias de los 10 grupos es ANOVA de un factor:

ANOVA de un factor

Resistencia a la flexión

| | Suma de cuadrados | gl | Media cuadrática | F | Sig. |
|---------------------|-------------------|------------|-------------------|---------------|-------------|
| Inter-grupos | 22257861,9 | 9 | 2473095,76 | 17,069 | ,000 |
| Intra-grupos | 16082696,1 | 111 | 144889,154 | | |
| Total | 38340558,0 | 120 | | | |

El p-valor menor que 0.05 indica que existen diferencias significativas entre las resistencias medias de los grupos analizados. Para saber entre que grupos existen tales diferencias se realizó el test post-hoc de Bonferroni (p-valores < 0.05)

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la flexión
Bonferroni

| (I) GRUPO | (J) GRUPO | Diferencia de medias (I-J) | Error típico | Sig. | Intervalo de .. |
|--------------------------------------|---|----------------------------|--------------|-------|-----------------|
| | | | | | Límite inferior |
| Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | -285,705 | 139,301 | 1,000 | -752,12 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | 591,688* | 134,578 | ,001 | 141,09 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | 714,438* | 139,301 | ,000 | 248,02 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | 536,723* | 139,301 | ,009 | 70,31 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | 507,938 | 158,601 | ,080 | -23,10 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | 478,476* | 142,130 | ,047 | 2,59 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | 423,049 | 158,601 | ,395 | -107,99 |
| | Disilicato_Basal | 1291,188* | 164,823 | ,000 | 739,31 |
| Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | 285,705 | 139,301 | 1,000 | -180,71 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | 877,393* | 139,301 | ,000 | 410,98 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | 1000,143* | 143,870 | ,000 | 518,43 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | 822,429* | 143,870 | ,000 | 340,71 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | 793,643* | 162,628 | ,000 | 249,12 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | 764,181* | 146,610 | ,000 | 273,29 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | 708,754* | 162,628 | ,001 | 164,23 |
| | Disilicato_Basal | 1576,893* | 168,702 | ,000 | 1012,03 |
| Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | -591,688* | 134,578 | ,001 | -1042,29 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | -877,393* | 139,301 | ,000 | -1343,81 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | 122,750 | 139,301 | 1,000 | -343,67 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | -54,964 | 139,301 | 1,000 | -521,38 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | -83,750 | 158,601 | 1,000 | -614,79 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | -113,212 | 142,130 | 1,000 | -589,10 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | -168,639 | 158,601 | 1,000 | -699,68 |
| | Disilicato_Basal | 699,500* | 164,823 | ,002 | 147,63 |
| Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | -714,438* | 139,301 | ,000 | -1180,86 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | -1000,143* | 143,870 | ,000 | -1481,86 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | -122,750 | 139,301 | 1,000 | -589,17 |

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la flexión
Bonferroni

| | | Intervalo de ... |
|--------------------------------------|---|------------------|
| (I) GRUPO | (J) GRUPO | Límite superior |
| Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | 180,71 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | 1042,29 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | 1180,86 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | 1003,14 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | 1038,98 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | 954,37 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | 954,09 |
| | Disilicato_Basal | 1843,06 |
| | Disilicato_Envejecido | 1743,56 |
| Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | 752,12 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | 1343,81 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | 1481,86 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | 1304,14 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | 1338,17 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | 1255,07 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | 1253,28 |
| | Disilicato_Basal | 2141,75 |
| | Disilicato_Envejecido | 2042,25 |
| Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | -141,09 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | -410,98 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | 589,17 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Basal | 411,45 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_ST_Envejecido | 447,29 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Basal | 362,68 |
| | Zirconio_translúcido_GC_Initial_HT_Envejecido | 362,40 |
| | Disilicato_Basal | 1251,37 |
| | Disilicato_Envejecido | 1151,87 |
| Zirconio_blando_DC_Shrink_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Basal | -248,02 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon_Envejecido | -518,43 |
| | Zirconio_blando_DC_Shrink_Basal | 343,67 |

VI. RESULTADOS

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la flexión
Bonferroni

| (I) GRUPO | (J) GRUPO | Diferencia de medias (I-J) | Error típico | Sig. | Intervalo de .. |
|---|---|----------------------------|--------------|-------|-----------------|
| | | | | | Límite inferior |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | -177,714 | 143,870 | 1,000 | -659,43 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | -206,500 | 162,628 | 1,000 | -751,02 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | -235,962 | 146,610 | 1,000 | -726,85 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | -291,389 | 162,628 | 1,000 | -835,91 |
| | Disilicato_Basal | 576,750* | 168,702 | ,040 | 11,89 |
| | Disilicato_Envejecido | 477,250 | 168,702 | ,249 | -87,61 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -536,723* | 139,301 | ,009 | -1003,14 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -822,429* | 143,870 | ,000 | -1304,14 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 54,964 | 139,301 | 1,000 | -411,45 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 177,714 | 143,870 | 1,000 | -304,00 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | -28,786 | 162,628 | 1,000 | -573,31 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | -58,247 | 146,610 | 1,000 | -549,14 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | -113,675 | 162,628 | 1,000 | -658,20 |
| | Disilicato_Basal | 754,464* | 168,702 | ,001 | 189,60 |
| | Disilicato_Envejecido | 654,964* | 168,702 | ,008 | 90,10 |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -507,938 | 158,601 | ,080 | -1038,98 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -793,643* | 162,628 | ,000 | -1338,17 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 83,750 | 158,601 | 1,000 | -447,29 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 206,500 | 162,628 | 1,000 | -338,02 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | 28,786 | 162,628 | 1,000 | -515,74 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | -29,462 | 165,058 | 1,000 | -582,12 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | -84,889 | 179,437 | 1,000 | -685,69 |
| | Disilicato_Basal | 783,250* | 184,959 | ,002 | 163,96 |
| | Disilicato_Envejecido | 683,750* | 184,959 | ,015 | 64,46 |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -478,476* | 142,130 | ,047 | -954,37 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -764,181* | 146,610 | ,000 | -1255,07 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 113,212 | 142,130 | 1,000 | -362,68 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 235,962 | 146,610 | 1,000 | -254,93 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | 58,247 | 146,610 | 1,000 | -432,64 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | 29,462 | 165,058 | 1,000 | -523,20 |

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la flexión
Bonferroni

| | | Intervalo de ... |
|---|---|------------------|
| (I) GRUPO | (J) GRUPO | Límite superior |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | 304,00 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | 338,02 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | 254,93 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | 253,14 |
| | Disilicato_Basal | 1141,61 |
| | Disilicato_Envejecido | 1042,11 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -70,31 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -340,71 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 521,38 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 659,43 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | 515,74 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | 432,64 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | 430,85 |
| | Disilicato_Basal | 1319,32 |
| | Disilicato_Envejecido | 1219,82 |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | 23,10 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -249,12 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 614,79 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 751,02 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | 573,31 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | 523,20 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | 515,91 |
| | Disilicato_Basal | 1402,54 |
| | Disilicato_Envejecido | 1303,04 |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -2,59 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -273,29 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 589,10 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 726,85 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | 549,14 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | 582,12 |

Comparaciones múltiples

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Resistencia a la flexión

Bonferroni

| | | Intervalo de ... |
|---|---|------------------|
| (I) GRUPO | (J) GRUPO | Límite superior |
| Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | 497,23 |
| | Disilicato_Basal | 1385,42 |
| | Disilicato_Envejecido | 1285,92 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | 107,99 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -164,23 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | 699,68 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 835,91 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | 658,20 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | 685,69 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | 608,09 |
| | Disilicato_Basal | 1487,43 |
| | Disilicato_Envejecido | 1387,93 |
| Disilicato_Basal | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -739,31 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -1012,03 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | -147,63 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | -11,89 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | -189,60 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | -163,96 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | -240,01 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | -248,85 |
| | Disilicato_Envejecido | 537,75 |
| Disilicato_Envejecido | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Basal | -639,81 |
| | Zirconio_HIP_DC_Zircon _Envejecido | -912,53 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Basal | -48,13 |
| | Zirconio_blando_DC_Shr ink_Envejecido | 87,61 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Basal | -90,10 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_ST_Envejecido | -64,46 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Basal | -140,51 |
| | Zirconio_translúcido_GC _Initial_HT_Envejecido | -149,35 |
| | Disilicato_Basal | 736,75 |

Podemos afirmar que:

- El óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal es más resistente a la flexión que el óxido de zirconio presinterizado DC Shrink basal y envejecido, que el óxido de zirconio-alúmina GC ST y HT sólo en estado basal y que el disilicato de litio basal y envejecido.
- El óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido es más resistente a la flexión que cualquiera de los otros grupos cerámicos.
- El óxido de zirconio presinterizado DC Shrink basal y envejecido es más resistente a la flexión que el disilicato de litio basal y envejecido.
- No existe diferencia en la resistencia a la flexión entre el óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink basal y envejecido, ni entre el óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink basal y envejecido con El óxido de zirconio-alúmina GC Initial ST y HT en estado basal y envejecido
- El óxido de zirconio-alúmina GC Initial ST y HT en estado basal y envejecido es más resistente a la flexión que el disilicato de litio basal y envejecido.
- No existe diferencia en la resistencia al a flexión entre el óxido de zirconio-alúmina GC Initial ST y HT basal o envejecido.
- El disilicato de litio e.max Press ST basal y envejecido es menos resistente a la flexión que cualquiera de los otros grupos cerámicos estudiado.
- No existe diferencia en la resistencia a la flexión entre el disilicato de litio e.max Press ST basal o envejecido.

A continuación se estudió la posible asociación entre las variables Translucidez y Resistencia a la flexión mediante el **Índice de Correlación de Pearson**:

Correlaciones

| | | Resistencia a la flexión | transmitancia |
|--------------------------|------------------------|--------------------------|---------------|
| Resistencia a la flexión | Correlación de Pearson | 1 | -,064 |
| | Sig. (bilateral) | | ,759 |
| | N | 68 | 25 |
| transmitancia | Correlación de Pearson | -,064 | 1 |
| | Sig. (bilateral) | ,759 | |
| | N | 25 | 25 |

El resultado expresa que no existe asociación entre las dos variables analizadas.

Se calculó finalmente el **módulo de Weibull** (m) para cada tipo cerámico antes y después de envejecimiento por termociclado. Los valores que se obtuvieron fueron:

| TIPO DE CERÁMICA | ZIRCONIO HIP DC-ZIRCON | ZIRCONIO PRESINTERIZADO DC-SHRINK | ZIRCONIO -ALÚMINA GC INITIAL ST | ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL HT | DISILICATO DE LITIO IPS E.MAX PRESS LT |
|-------------------|------------------------|-----------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|--|
| MÓDULO DE WEIBULL | | | | | |
| BASAL | 2,8522 | 3,6101 | 5,9850 | 7,0863 | 5,5351 |
| ENVEJECIDO | 5,6701 | 7,3942 | 5,6701 | 10,8154 | 9,1217 |

Tabla 20. Módulo de Weibull para todas las cerámicas

VII. DISCUSIÓN

El uso de las cerámicas en odontología se debe a las excelentes propiedades estéticas, ópticas y a la estabilidad in vivo de estos materiales. Hasta la aparición de las porcelanas para uniones ceramo-metálicas hacia la década de los sesenta, no era posible elaborar restauraciones parciales fijas exclusivamente de porcelana debido a su rigidez. Sin embargo, se aplicó el concepto de utilizar un material muy rígido sobre otro menos rígido, por lo que aquel participa de las propiedades de éste. Fue posible construir primero la estructura metálica, sobre la que se depositan después capas cerámicas capaces de soportar las cargas masticatorias (83).

Para poder utilizar las cerámicas de recubrimiento fue necesario aproximar los coeficientes de expansión térmica de porcelanas y aleaciones. Las aleaciones tienen variaciones dimensionales térmicas muy diferentes que las cerámicas, no pueden comprenderse materiales funcionando unidos, con coeficientes de expansión térmica muy diferente, y que sufran cambios de temperatura simultáneamente, bien durante los procesos de elaboración o incluso en boca, aunque estas sean pequeñas.

Por todo ellos se crearon cerámicas con un intervalo de fusión algo más bajo que el de las aleaciones sobre las que se va a depositar. Al mismo tiempo se desarrollaron y estudiaron mecanismos de unión íntima o verdadera entre cerámicas y aleaciones, mediante capas de óxidos metálicos, muy resistentes, entre los componentes de la aleación y el oxígeno de los componentes cerámicos (84).

La búsqueda continua de materiales con estructuras cada vez más resistentes y con mejores propiedades ópticas, ha dirigido la integración del óxido de zirconio en la odontología restauradora. El óxido de zirconio HIP tiene una resistencia a la flexión aproximadamente doble que el óxido de

alúmina, los núcleos son altamente resistentes, pero la fractura de la porcelana de recubrimiento sigue siendo problemática(85).

Este *chipping* o fractura de la cerámica de recubrimiento, tanto fractura adhesiva como cohesiva de la cerámica según Sailer y cols. (86) se produce un 15.2% de *chipping* por un fallo cohesivo dentro de la propia cerámica de recubrimiento en restauraciones parciales fijas posteriores de 3-4 unidades de zirconio tras 35.1 ± 13.8 meses de uso.

El origen de esta elevada tasa de incidencia de *chipping*, sigue siendo desconocido, se podría hipotéticamente asociar a un fracaso adhesivo entre la porcelana de recubrimiento y la estructura de zirconio (87). Otras de las razones que se han propuesto serían: desajuste entre los coeficientes de expansión térmica (CET) de la cerámica de recubrimiento y la estructura de óxido de zirconio, por las tensiones inducidas por los gradientes de temperatura durante el enfriamiento, soporte insuficiente de la cerámica de recubrimiento, adición de pigmentos, estrés introducido durante el procesado del zirconio, especialmente si se hace un enfriamiento rápido, tamaño o ubicación de las superficies oclusales de contacto o contactos oclusales prematuros (11)(52)(53)(35)(52).

Se ha argumentado que la baja conductividad térmica del óxido de zirconio (150 veces menor que la del oro) sea el origen de este modo de fallo debido a la mayor facilidad de generar tensiones de tracción, por la gran diferencia de temperatura durante el enfriamiento.

Por lo general, la porcelana de recubrimiento, tiene un CET ligeramente inferior al metal y al óxido de zirconio, produciendo tensiones de compresión en la superficie de la porcelana y tensiones de tracción compensatoria en la superficie de la estructura (88).

A pesar de que los fabricantes buscan impedir la formación de tensiones térmicas residuales y desarrollar cerámicas de recubrimiento con un CET compatible, se acumulan tensiones residuales durante el procesado.

Esta incidencia de chipping ha llevado a la utilización de la zircona en forma monolítica para la realización de restauraciones de contorno completo, sin necesidad de utilizar cerámica de recubrimiento para las estructuras. Pero los materiales cerámicos de alta resistencia, tienen el inconveniente de ser materiales con una gran opacidad, por lo que se han desarrollado diversos mecanismos para aumentar la translucidez y por lo tanto mejorar las propiedades ópticas de estos materiales.

El objetivo es conseguir una cerámica con suficiente resistencia y una translucidez similar a otras cerámicas de alta estética como el disilicato de litio. El aparente efecto opaco de estas cerámicas está asociado al tamaño de partícula mayor que la longitud de onda del espectro visible y a la discrepante índice de refracción entre las partículas y la matriz. Este índice varía con la longitud de onda de la luz que incide sobre el material. Es un valor adimensional y se obtiene del cociente entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en el medio cuyo índice se calcula. Así el índice de refracción registrado para la cerámica de óxido de zirconio estabilizado con 3% mol itrio es el más alto registrado de todas las cerámicas dentales, es de 2.2, para la cerámica de alúmina 1.76 y para el disilicato de litio -1.55. Este es el motivo por lo que el óxido de zirconio tiene una gran refracción de la luz y por tanto una baja transmisión (89).

Por ello, las casas comerciales han desarrollado cerámicas de alta resistencia más translúcidas que permiten fabricar restauraciones monolíticas reduciéndose por lo tanto, muchos de los problemas de las restauraciones totalmente cerámicas. Así, minimizar la posibilidad de fractura de la restauración, eliminar procesos en la fabricación de la restauración y por lo

tanto minimizar errores, abaratar costes y hacer preparaciones dentarias más conservadoras.

La translucidez de las cerámicas depende principalmente de la dispersión de la luz. Esta dispersión es directamente proporcional a la cantidad y tamaño de los poros presentes, de las fases cristalinas, los componentes químicos y aditivos, del tamaño del grano, de la diferencia en el índice de refracción entre los cristales y la matriz de la cerámica y del tiempo, temperatura y método de sinterización, que a su vez van a determinar la densidad, la porosidad y el tamaño del grano⁽⁶⁶⁾.

Los valores de translucidez de las diferentes cerámicas se miden mediante la transmitancia, definida como la fracción de luz incidente a una longitud de onda específica que pasa a través de una muestra. La transmitancia se mide mediante transmisión directa, midiendo la cantidad de la luz que atraviesa la muestra sin cambio en la dirección, mediante transmisión total, que suma la transmisión directa y la luz difusa y mediante el espectro de reflectancia, que es la fracción de luz que incide y que es reflejada por alguna interferencia como un poro.

Existen algunos estudios que comparan la translucidez de las zirconas convencionales con las zirconas translúcidas, frente a la cerámica de disilicato de litio.

Harianawala (90) compara la translucidez de un zirconio convencional y uno translúcido de la casa comercial Metoxit con una cerámica de disilicato de litio convencional (IPS e.max Press LT) y un disilicato de litio de alta translucidez (IPS e.max Press HT). Miden la transmitancia de muestras de 1mm de espesor. Obtiene que el zirconio de alta translucidez mejora sustancialmente al zirconio convencional en valores de transmitancia 0.143Å frente a 0.065 Å. El disilicato convencional obtiene un valor de 0.158 Å y el de alta translucidez 0.207 Å.

Carrabba M y cols. comparan la resistencia a la flexión y la translucidez de tres cerámicas de zirconio Aadva ST, Aadva El y Aadva NT (GC Tech, Leuven, Bélgica) y una de disilicato de litio IPS e.max CAD LT en grosores de 1mm. Calculan la translucidez mediante el coeficiente de contraste (CR) que compara la transmisión de la luz a través de la muestra frente a un fondo blanco y un fondo negro. Obtiene una disminución de la resistencia a la flexión en tres puntos de las cerámicas a medida que aumenta la translucidez de las mismas, con unos valores de resistencia a la flexión y translucidez de: zirconio Aadva ST (σ 1215 \pm 190 MPa, CR 0.74 \pm 0.01)> Aadva El (σ 983 \pm 182MPa, CR 0.69 \pm 0.01)> Aadva NT (σ 539 \pm 66 MPa, CR 0.65 \pm 0.01)> IPS e.max CAD LT (σ 377 \pm 39 MPa, CR 0.56 \pm 0.02).

En nuestro estudio obtenemos valores de translucidez mayores para los zirconios translúcidos que para los no translúcidos ($p < 0,05$). Los valores que obtenemos para el disilicato de litio son ligeramente inferiores que para el zirconio translúcido HT, pero mayores que para el zirconio translúcido ST, pero sin significación estadística, estos resultados se podrían explicar porque las muestras utilizadas en nuestro estudio de disilicato de litio son de baja translucidez (LT) y por el grosor de las muestras.

Todas las mediciones de este estudio se han realizado en un grosor de 3mm, este grosor está recogido en la norma ISO 6872 que especifica los requisitos y métodos de prueba correspondiente para los materiales cerámicos dentales, pero no hay especificaciones para las pruebas de translucidez, y ambas pruebas, la de translucidez y la de resistencia a la flexión en tres puntos han sido realizadas en las mismas probetas.

No obstante, si hemos encontrado diferencia estadísticamente significativa entre los zirconios convencionales y los translúcidos en un grosor de 3mm, por lo que se puede deducir que existiría diferencia estadísticamente significativa a 1mm y a 0.5 mm de grosor, no obstante, se requiere de un estudio posterior con estos espesores para poder corroborar esta afirmación

y para ver si existe diferencia significativa entre la cerámica de zirconio translúcido y el disilicato de litio.

Debido a la variabilidad en el diseño de las probetas, no podemos comparar los resultados de transmitancia con otros estudios pues se trata de diferentes protocolos con diferentes espesores de la muestra y esto tiene manifestación en el resultado final del color y de la translucidez.

En cuanto a la posible asociación entre translucidez y resistencia a la flexión, obtuvimos la mayor resistencia a la flexión para el óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido siendo la cerámica de menor translucidez de las que hemos utilizado, sin embargo, no existe ningún tipo de asociación entre la translucidez y la resistencia a la flexión para el resto de cerámicas estudiadas. Así, obtenemos valores de resistencia a la flexión similares entre las zirconas translúcidas y la zircona presinterizada DC-Shrink, pero el valor de translucidez es estadísticamente más alto para las zirconas translúcidas. A su vez, los valores de resistencia a la flexión de las zirconas translúcidas, son significativamente mayores que para el disilicato de litio, mientras que no se encuentra diferencias en el nivel de translucidez entre ambas cerámicas.

| TIPO DE CERÁMICA | TRANSMITANCIA | σ (MPa) |
|---|---------------|----------------|
| ZIRCONIO HIP DC-ZIRCON ENVEJECIDA | 0.592 | 2195 |
| ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL HT BASAL | 2.709 | 1498.75 |
| ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL HT ENVEJECIDA | 2.709 | 1495 |
| ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL ST ENVEJECIDA | 2.463 | 1440.88 |
| ZIRCONIO HIP DC-ZIRCON BASAL | 0.592 | 1434.13 |

| | | |
|---|-------|---------|
| ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL ST BASAL | 2.463 | 1322.75 |
| ZIRCONIO PRESINTERIZADO DC-SHRINK ENVEJECIDO | 0.901 | 1246.88 |
| ZIRCONIO PRESINTERIZADO DC-SHRINK BASAL | 0.901 | 1142.75 |
| DISILICATO DE LITIO IPS E.MAX PRESS LT ENVEJECIDO | 2.685 | 732.25 |
| DISILICATO DE LITIO IPS E.MAX PRESS LT BASAL | 2.685 | 632.75 |

Tabla 21. Valores de resistencia a la flexión y translucidez de las cerámicas empleadas.

La mayoría de los autores están de acuerdo en que dependiendo de las características fisiológicas y anatómicas de cada individuo la fuerza oclusal va a sufrir grandes variaciones. La máxima fuerza de oclusión se ha medido a nivel del primer molar (300-800 N), mientras que en la región incisiva se sitúa entre 60-200 N(91), sin embargo, en algunos momentos de la masticación, así como en algunas parafunciones, estos valores pueden aumentar hasta alcanzar valores de 1000 N(92).

Los valores de resistencia a la flexión que encontramos en nuestro estudio están por encima de la máxima fuerza de oclusión registrada tanto para las cerámicas en estado basal como tras el envejecimiento artificial, excepto el disilicato de litio para las fuerzas parafuncionales.

| | σ (MPa) INFORMACIÓN COMERCIAL | σ (MPa) EN ESTADO BASAL | σ (MPa) TRAS ENVEJECIMIENTO |
|---------------|--|--------------------------------------|--|
| HIP DC Zirkon | 1200 | 1434.13 | 2195.00 |

| | | | |
|------------------------|------|---------|---------|
| DC Shrink | 1000 | 1142.75 | 1246.88 |
| Zirconio-alúmina GC ST | 1250 | 1322.75 | 1440.88 |
| Zirconio-alúmina GC HT | 1250 | 1498.75 | 1495.00 |
| e.max Press LT | 400 | 632.75 | 732.25 |

Tabla 22. Valores de la resistencia a la flexión en MPa aportados por la casa comercial y los obtenidos en el estudio

Podemos asumir que las cerámicas de zirconio con translucidez aumentada utilizadas en este estudio cumplirían las exigencias para poder ser utilizadas como material restaurador teniendo en cuenta los valores de resistencia a la flexión que hemos obtenidos.

Otra de las cuestiones sobre las propiedades mecánicas y biológicas de estos materiales cerámicos que todavía no han sido aclaradas del todo, hace referencia al fenómeno de degradación a baja temperatura o envejecimiento. Las consecuencias de este fenómeno se caracterizan por la aparición de microfisuras y el desplazamiento sucesivo de partículas, retirada de granos, y finalmente rugosidad de la superficie, aumentando el desgaste de las superficies antagonistas y aumentando las probabilidades de fracaso de la restauración .

Esta degradación a baja temperatura se inicia en la superficie y luego avanza hacia la profundidad del material. La transformación de granos se acompaña de un aumento de volumen que provoca tensiones en los alrededores del grano y la penetración de microcracks. La entrada de agua, exacerba la degradación de la superficie y la transformación va progresando. Se producen reacciones de hidrólisis entre el agua y el óxido de itrio, y cuando el óxido de itrio ha bajado por debajo de cierto nivel, se produce la transformación espontánea en fase monoclinica ⁽²⁹⁾⁽⁷³⁾⁽²⁴⁾⁽¹⁷⁾.

Para controlar esta degradación, es fundamental controlar la densidad y el tamaño del grano, así como la homogeneidad de la distribución de fase y el estado de tensiones residuales en la superficie. Los diferentes autores coinciden en que el parámetro más importante para limitar el envejecimiento es la densidad, así una baja densidad ofrece a las moléculas de agua un acceso fácil a la mayor parte del material, provocando un envejecimiento no sólo de la superficie, si no, de todo el interior. El material pierde rápidamente su cohesión y disminuye drásticamente sus propiedades mecánicas.

Para evitar esta degradación del material, se ha intentado modificar la microestructura de la superficie por otra que sea más resistente al agua, como la nitruración superficial a alta temperatura, así, en el estudio realizado por *Feder y col.* (93) obtienen una microdureza superficial mayor en las muestras de óxido de zirconio nitruradas con ZrN que en las no nitruradas, debido a la mayor proporción de fase monoclinica en la superficie de las muestras no nitruradas. Observan la formación de una capa superficial de zirconio tetragonal no transformable que aumenta la resistencia a la degradación hidrotérmica.

En el estudio de *Valle y cols.* (94) donde comparan el comportamiento de muestras nitrogenadas tras 30 horas de degradación hidrotérmica a 131°C (lo que equivale a una supervivencia de 90 años a temperatura de 37°C), frente a muestras sin nitrogenar, detectan un 46% de fase monoclinica en la superficie de las muestras sin nitrogenar mediante difracción de rayos X, mientras que no se detecta fase monoclinica en las muestras nitrogenadas.

En el ensayo llevado a cabo por *Tinschert y cols.* (95) donde evalúan la resistencia a la fractura mediante test de flexión en cuatro puntos de las cerámicas In-Ceram® Alumina (Vita), In-Ceram® Zirconia (Vita), Zirconia TZP®

HIP (Hot Isostatic Pressing u óxido de zirconio densamente sinterizado y prensado bajo calor de forma isostática) y no HIP (Metotix) y Zirconia TZP-A® (Metotix), observan como la probabilidad de fractura de estas cerámicas aumenta un 50% cuando se les somete a envejecimiento de un año. Produciéndose una dramática pérdida de resistencia a largo plazo bajo condiciones de humedad.

Pero en nuestro estudio, los valores obtenidos de resistencia a la flexión tras el proceso de termociclado son mayores para todas las cerámicas que han sido utilizadas excepto para la cerámica de óxido de Zirconio-alúmina GC HT, que no existe diferencia significativa.

Esta afirmación coincide con el estudio de Swain (96), donde menciona que los fluidos orales, entre ellos la saliva, tienen efecto relevante sobre el comportamiento mecánico de los materiales cerámicos, y que incluso podrían modificar la resistencia de alguno de ellos. La posible explicación, sería por la precipitación de los elementos del agua o de la saliva sobre la punta de una grieta en el interior de la cerámica. Este precipitado, provocaría el redondeamiento de la punta de la grieta, de forma que al pasar de una grieta cortante pasaría a tener un borde romo, por lo que la energía necesaria para que avanzase la grieta sería mayor que si fuera una grieta terminada en punta.

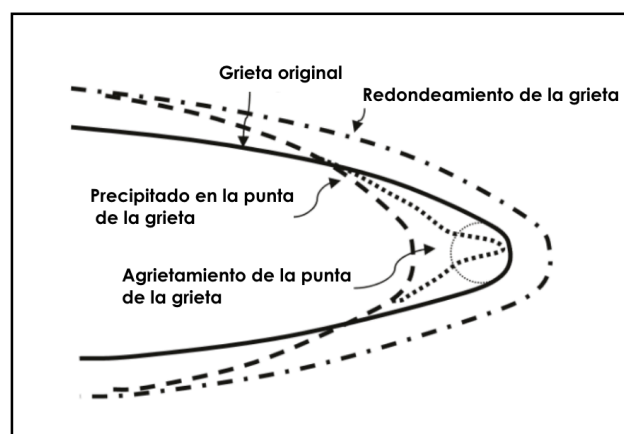


Figura 111. Modelo del cambio de radio de una grieta por precipitado de elementos solubles, modificación de Tomozaw de 1996.

Podemos afirmar que, bajo las condiciones de envejecimiento utilizadas en esta investigación, la resistencia a la flexión del óxido de zirconio convencional, el óxido de zirconio translúcido y el disilicato de litio no se ve afectada.

Por otro lado, la rotura de materiales frágiles, ha sido generalmente estudiada por métodos estadísticos basados en la teoría del eslabón más débil, este modelo considera que la resistencia de cualquier elemento viene determinada por la resistencia del eslabón menos resistente. El modelo más sencillo es el modelo de Weibull, que en 1939 propuso la distribución estadística potencial para la resistencia de los materiales que lleva su nombre.

En los materiales cerámicos, es la activación de los defectos presentes en el interior de la estructura del material, lo que produce la fractura del mismo (poros, inclusiones, microdefectos intrínsecos en la estructura cristalina).

El carácter generalmente aleatorio del tamaño y de la posición de estos defectos, ha hecho que se empleen métodos estadísticos, especialmente el modelo de Weibull para su estudio, responsable de la dispersión de los valores de resistencia mecánica obtenidos experimentalmente. Si embargo, estos métodos no permiten predecir la carga de rotura de una cerámica concreta, en cambio la Mecánica de la Fractura sí puede obtener *a priori* estos valores siempre que sean conocidos el tamaño y la posición de los defectos y la tenacidad del material.

Los valores del módulo de Weibull obtenidos para las diferentes cerámicas de nuestro estudio fueron:

| TIPO DE CERÁMICA | ZIRCONIO HIP DC-ZIRCON | ZIRCONIO PRESINTERIZADO DC-SHRINK | ZIRCONIO -ALÚMINA GC INITIAL ST | ZIRCONIO-ALÚMINA GC INITIAL HT | DISILICATO DE LITIO IPS E.MAX PRESS LT |
|-------------------|------------------------|-----------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|--|
| MÓDULO DE WEIBULL | | | | | |
| BASAL | 2,8522 | 3,6101 | 5,9850 | 7,0863 | 5,5351 |
| ENVEJECIDO | 5,6701 | 7,3942 | 5,6701 | 10,8154 | 9,1217 |

Tabla 23. Valores del Módulo de Weibull

Este modelo es muy útil a la hora de comparar distintos materiales o técnicas de procesado porque expresa con claridad la calidad relativa del producto obtenido.

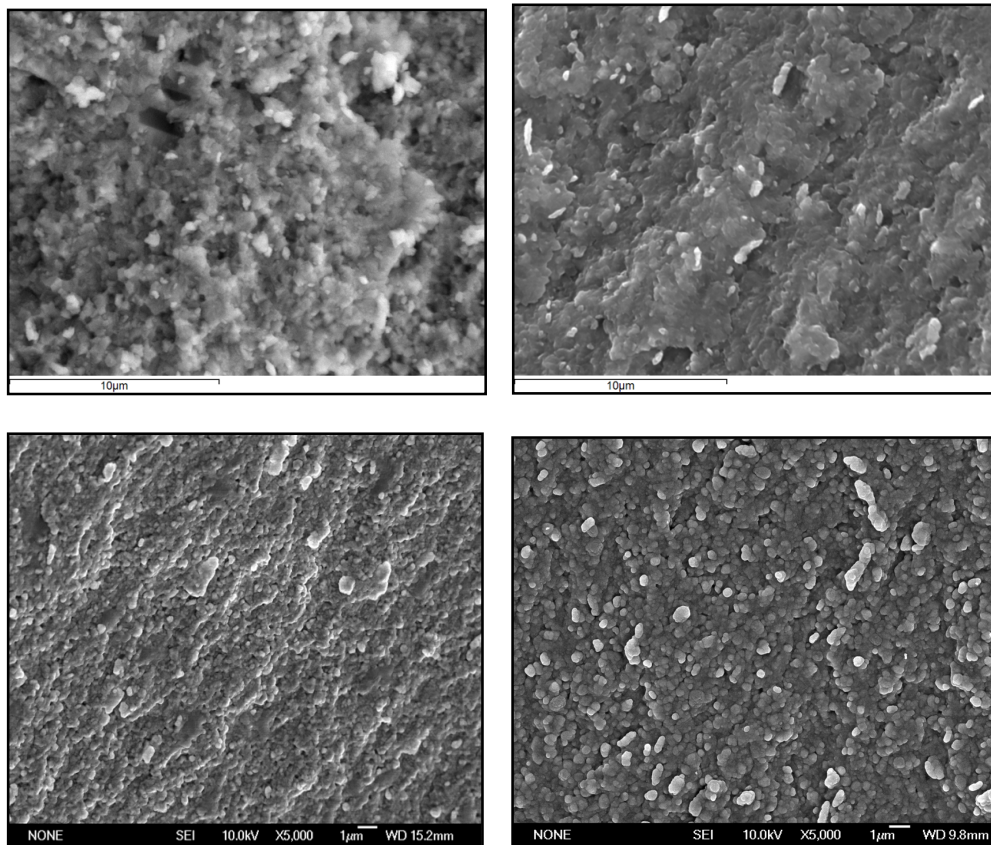
En todos los casos hemos obtenido valores de m mayores a 1, lo que indica que la probabilidad de rotura aumenta con el esfuerzo aplicado, es decir a bajo esfuerzo no rompe ninguna probeta, pero a partir de un determinado nivel de esfuerzo la probabilidad de rotura se dispara.

Estos valores, indican que la rotura la produce el esfuerzo aplicado y no otro tipo de variable aleatoria, tanto en las muestras en estado basal como envejecidas. El valor más alto ha sido registrado para la cerámica de zirconio-alúmina GC Initial HT envejecida. En todos los casos los valores más altos se han registrado en las cerámicas tras termociclado.

Como se ha mencionado anteriormente, se han desarrollado numerosos procedimientos de formulación, manipulación y producción de distintas circonas teniendo en consideración todos los factores anteriores para aumentar la translucidez y por lo tanto mejorar las propiedades ópticas de estos materiales, así, Harianawala (97) que compara la translucidez de diferentes zirconios con la del disilicato de litio relaciona la mayor translucidez

del zirconio en una reducción significativa del tamaño de los poros y uniformidad del tamaño del grano. En el caso del disilicato de litio translúcido, lo atribuye a la ausencia de porosidad y a una estructura cristalina mejor organizada que en el disilicato convencional.

Estos datos coinciden con lo que hemos podido observar bajo MEB en las muestras de nuestro estudio, donde se aprecia efectivamente, una estructura con menos poros, poros más pequeños y una estructura más organizada en los zirconios translúcidos que en los convencionales.



Figuras 112, 113, 114 y 115. Imágenes de MEB de óxido de HIP DC-Zircon (arriba a la izquierda), de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink (arriba a la derecha), zirconio-alúmina GC-Initial ST (abajo a la izquierda) y zirconio-alúmina GC-Initial HT (abajo a la derecha) a 5000 aumentos, comparativa de la homogeneidad de superficie

Zhang (98) también relaciona el tamaño del grano del óxido de zirconio con la translucidez y el grosor de la restauración. Si el tamaño del grano es mayor que la longitud de onda de la luz incidente, aumenta la dispersión de la luz y por lo tanto disminuye la translucidez, los granos con un tamaño inferior a la de la longitud de onda hacen que el material sea más translúcido.

Por otra parte, encuentra que para la variable translucidez, es más importante el espesor de la cerámica que el grado de translucidez en sí mismo de la cerámica. La translucidez disminuye exponencialmente con el espesor de la cerámica.

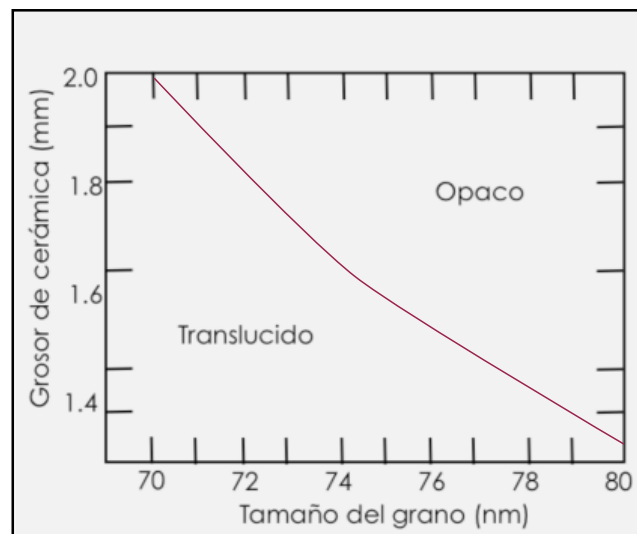


Figura 116. Valores de transmisión de 3Y-TZP a 555 nm de longitud de onda

Según Wang, (99) que compara 8 cerámicas de disilicato de litio con cinco cerámicas de zirconio en espesores entre 0.6mm y 2mm, los resultados muestran que el aumento de espesor es inversamente proporcional a la translucidez del material, estableciéndose una relación exponencial con significancia estadística entre estos dos parámetros. El disilicato más translúcido tiene una transmitancia de 25 en un espesor de 0.6mm, con el mismo espesor el zirconio más translúcido de 15. El disilicato menos translúcido tiene una transmitancia de 12 en este mismo espesor.

Es fundamental, por tanto, tener en cuenta las variaciones en cuanto a los espesores empleados. En nuestro estudio, todas las muestras tienen un espesor de 3mm, lo que podría explicar que no se haya encontrado diferencia estadísticamente significativa en el nivel de translucidez entre los zirconios translúcidos y el disilicato de litio utilizados en nuestro estudio, pero a pesar de este grosor sí que se han encontrado diferencias significativas con los dos zirconios no translúcidos.

Li Jiann (100) estudia en su publicación el grado de translucidez del óxido de zirconio estabilizado con 3% mol ytrio y dos tamaños de granos, de 40 nm y 90 nm, sinterizados a 4 temperaturas diferentes, 1350°C, 1400°C, 1450°C y 1500°C. La densidad del material aumenta a medida que aumenta la temperatura y refiere un aumento de translucidez al disminuirse la porosidad en el zirconio sinterizado entre 1450 y 1500°C y a esta temperatura el grado de sinterización adquirido equipara el polvo de 90 nm al de 40 nm.

La temperatura de sinterización de las probetas de zirconio translúcido utilizado en nuestro estudio es de 1450°C, alcanzándose la máxima densidad teórica y aumentándose la transmitancia.

Kim (101) relaciona el tiempo de sinterización con el incremento de la translucidez. Su grupo comprueba en dicho trabajo que con tiempos inferiores de 20 minutos de sinterización la densidad y el tamaño del grano se optimizan en los sistemas de óxido de zirconio Lava (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) y Ka Vo Everest (Ka Vo Dental GmbH, Biberach, Alemania), mejorando la translucidez del material. Así en 20 minutos de sinterización la transmitancia del material era del 34.8% y si se sinterizaba 40 horas la transmitancia era del 28.3%. El tamaño del grano que se obtenía en el sinterizado durante 20 minutos era de 347 nm y el sinterizado durante 40 horas de 1.512 nm.

En cuanto al tamaño del grano y de los poros observado con MEB, la microestructura observada en nuestro estudio, coinciden con los resultados de los estudios mencionados, así, encontramos un tamaño de los poros mayor y un tamaño de grano mayor en los zirconios opacos que en los translúcidos, además el tamaño de grano que observamos para los zirconios translúcidos es más homogéneo y aparecen menos poros que en el zirconio convencional:

| | Zr HIP | Zr Shrink | GC Initial ST | GC Initial HT |
|-----------------|------------------|-------------------|---------------------|---------------------|
| Tamaño de grano | 782nm | 615nm | 431nm | 505nm |
| Tamaño de poro | 8.4x2.30 μ m | 2.73x1.68 μ m | 0.563x0.319 μ m | 0.244x0.319 μ m |

Tabla 24. Tamaño de grano y poros de las diferentes cerámicas del estudio

Otro de los recursos utilizados para aumentar la translucidez de las circonas es aumentar la fase cúbica estabilizada con un 8% mol ytrio. El problema es que se reduce la tenacidad del material, a su vez se intenta solventar este problema disminuyendo el tamaño del grano (102).

En el análisis de la difracción de rayos X de nuestro estudio no se ha identificado fase cúbica en ninguna de las circonas translúcidas. Puede deberse a que realmente no exista fase cúbica o que esta fase cúbica sea menor del 5%, mínimo de fase detectable por difracción de rayos X. Por tanto, esto podría indicar que el procedimiento para aumentar la translucidez de estas circonas no tiene que ver con el aumento de fase cúbica en su composición.

En difracción de rayos X, las intensidades se toman como las alturas de los picos, al pico más intenso se le asigna un valor de 100 y el resto se reescala respecto a éste. La anchura de cada uno de los picos nos indica la

mayor o menor cantidad de cristales presentes en el material, así, a menor anchura del pico mayor número de cristales.

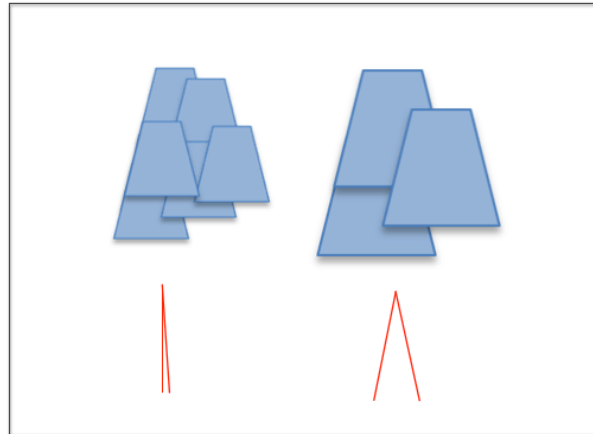


Figura 117. Representación gráfica del número de cristales por grano y su difractograma

En nuestro estudio aparece una anchura de picos muy similar en las dos zirconas translúcidas y en la zircona presinterizada Shrink y prácticamente el doble de anchura en la zircona HIP, tanto en estado basal como envejecida. Esto es debido a la lectura de difracción de rayos X de un mayor número de cristales por grano en las zirconas translúcidas y presinterizada y un menor número de cristales por grano debido a su mayor tamaño en la zircona HIP.

La transformación de fase tetragonal a monoclinica en el caso de la zircona supone una disminución de sus propiedades mecánicas, funcionando como una “cicatriz” y se convierte en una zona de mayor riesgo de fractura. Después de haber estudiado con difracción de rayos X todas las cerámicas tras la prueba de resistencia a la flexión en 3 puntos, se encontró fase monoclinica en todas las probetas tras someterse a envejecimiento por termociclado pero no se encontró fase monoclinica en las probetas en estado basal de las cerámicas de zircona translúcida GC ST y HT. Teniendo en cuenta que se ha estudiado la muestra por la cara de la fractura para

comprobar la transformación de la fase, todas las muestras deberían tener fase monoclinica. La ausencia de fase monoclinica puede deberse a que en el espacio estudiado en difracción de rayos X no haya más de un 5% de fase monoclinica, que es el mínimo detectable.

No podemos obtener un valor absoluto de cada fase identificada, sólo un valor relativo por lo que sólo podemos comparar unas muestras con otras.

Si comparamos el número de picos que identificamos de fase monoclinica de las muestras de zirconio en estado basal (que aparecen en rojo en el Peak List) una vez que hemos eliminado la fase tetragonal, podemos observar que la cerámica de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal es la que más fase monoclinica tiene con 21 picos, seguida de la cerámica de Óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal con 18 picos. En las cerámicas de zirconio translúcido en estado basal no se identifica fase monoclinica. Si se identifica en todas las cerámicas tras termociclado, de mayor a menor número de picos se identifica la cerámica de Óxido de zirconio HIP DC-Zircon con 17 picos, por lo tanto la que presenta mayor cantidad de fase monoclinica, seguida de la cerámica de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink con 11 picos, la cerámica de Óxido de zirconio translucido GC ST con 10 picos y la cerámica de Óxido de zirconio translucido GC HT envejecido con 6 picos.

Óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal:

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM Left [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|--------------|--------------|----------------------|------------------|---------------|-----------|-------------|
| 28,3062 | 86,36 | 0,1968 | 3,15294 | 13,67 | 0,2362 | 01-089-9066 |
| 31,3853 | 19,52 | 0,1574 | 2,85029 | 3,09 | 0,1889 | 01-089-9066 |
| 34,6899 | 202,02 | 0,3542 | 2,58596 | 31,98 | 0,4251 | 01-089-9066 |
| 35,3090 | 59,16 | 0,1574 | 2,54203 | 9,37 | 0,1889 | 01-089-9066 |
| 39,5642 | 4,16 | 0,2362 | 2,27789 | 0,66 | 0,2834 | 01-089-9066 |
| 40,8504 | 4,20 | 0,6298 | 2,20909 | 0,67 | 0,7557 | 01-089-9066 |
| 50,2204 | 431,41 | 0,2755 | 1,81670 | 68,29 | 0,3306 | 01-089-9066 |
| 50,7021 | 142,81 | 0,2362 | 1,80057 | 22,61 | 0,2834 | 01-089-9066 |
| 54,9932 | 11,66 | 0,5510 | 1,66979 | 1,84 | 0,6612 | 01-089-9066 |
| 56,9780 | 6,83 | 0,3149 | 1,61625 | 1,08 | 0,3779 | 01-089-9066 |
| 60,1084 | 236,78 | 0,2362 | 1,53935 | 37,48 | 0,2834 | 01-089-9066 |
| 62,8534 | 61,24 | 0,1968 | 1,47857 | 9,69 | 0,2362 | 01-089-9066 |
| 65,4938 | 2,24 | 0,6298 | 1,42521 | 0,35 | 0,7557 | 01-089-9066 |
| 70,4177 | 5,14 | 0,9446 | 1,33714 | 0,81 | 1,1336 | 01-089-9066 |
| 74,4641 | 41,42 | 0,1968 | 1,27418 | 6,56 | 0,2362 | 01-089-9066 |
| 81,6699 | 109,42 | 0,1574 | 1,17902 | 17,32 | 0,1889 | 01-089-9066 |
| 83,7422 | 57,70 | 0,2362 | 1,15504 | 9,13 | 0,2834 | 01-089-9066 |
| 84,9262 | 28,91 | 0,6298 | 1,14193 | 4,58 | 0,7557 | 01-089-9066 |

Óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal

| Pos. [°2Th.] | Height [cts] | FWHM Left [°2Th.] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|--------------|--------------|----------------------|---------------|---------------|-----------|-------------|
| 17,4624 | 1,74 | 0,1968 | 5,07867 | 0,11 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 24,2461 | 13,26 | 0,1968 | 3,67093 | 0,83 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 28,2870 | 114,48 | 0,2362 | 3,15504 | 7,13 | 0,2834 | 00-024-1165 |
| 31,5339 | 31,73 | 0,1968 | 2,83719 | 1,98 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 34,0691 | 27,58 | 0,1574 | 2,63165 | 1,72 | 0,1889 | 00-024-1165 |
| 35,3165 | 259,41 | 0,1968 | 2,54150 | 16,16 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 38,7334 | 3,56 | 0,7872 | 2,32481 | 0,22 | 0,9446 | 00-024-1165 |
| 40,6975 | 11,77 | 0,2362 | 2,21703 | 0,73 | 0,2834 | 00-024-1165 |
| 45,6935 | 9,06 | 0,4723 | 1,98558 | 0,56 | 0,5668 | 00-024-1165 |
| 49,2518 | 18,90 | 0,3149 | 1,85014 | 1,18 | 0,3779 | 00-024-1165 |
| 50,2911 | 902,15 | 0,1968 | 1,81431 | 56,20 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 50,7642 | 404,89 | 0,1968 | 1,79851 | 25,22 | 0,2362 | 00-024-1165 |
| 55,5614 | 12,82 | 0,6298 | 1,65406 | 0,80 | 0,7557 | 00-024-1165 |
| 60,1521 | 602,21 | 0,2400 | 1,53707 | 37,51 | 0,2880 | 00-024-1165 |
| 62,8886 | 148,63 | 0,2400 | 1,47660 | 9,26 | 0,2880 | 00-024-1165 |
| 65,4188 | 12,57 | 0,1440 | 1,42548 | 0,78 | 0,1728 | 00-024-1165 |
| 68,7682 | 6,48 | 0,4800 | 1,36399 | 0,40 | 0,5760 | 00-024-1165 |
| 69,2850 | 4,74 | 0,3840 | 1,35508 | 0,30 | 0,4608 | 00-024-1165 |
| 71,0188 | 4,99 | 1,1520 | 1,32619 | 0,31 | 1,3824 | 00-024-1165 |
| 78,6387 | 3,71 | 0,5760 | 1,21567 | 0,23 | 0,6912 | 00-024-1165 |
| 84,0683 | 71,19 | 0,0960 | 1,15043 | 4,43 | 0,1152 | 00-024-1165 |

Óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecido

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|---------------|---------------|-----------|-------------|
| 28,0903 | 109,63 | 0,3936 | 3,17668 | 17,76 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 34,5106 | 207,75 | 0,2362 | 2,59899 | 33,65 | 0,2834 | 04-005-5594 |
| 35,1068 | 82,31 | 0,1574 | 2,55620 | 13,33 | 0,1889 | 04-005-5594 |
| 40,6542 | 9,76 | 0,6298 | 2,21929 | 1,58 | 0,7557 | 04-005-5594 |
| 45,2852 | 25,64 | 0,2362 | 2,00253 | 4,15 | 0,2834 | 04-005-5594 |
| 50,0592 | 397,07 | 0,3149 | 1,82217 | 64,32 | 0,3779 | 04-005-5594 |
| 50,5530 | 153,72 | 0,1968 | 1,80553 | 24,90 | 0,2362 | 04-005-5594 |
| 55,0287 | 11,77 | 0,4723 | 1,66880 | 1,91 | 0,5668 | 04-005-5594 |
| 59,2575 | 232,82 | 0,2755 | 1,55941 | 37,71 | 0,3306 | 04-005-5594 |
| 60,0496 | 202,58 | 0,2362 | 1,54072 | 32,81 | 0,2834 | 04-005-5594 |
| 62,6711 | 50,54 | 0,3936 | 1,48243 | 8,19 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 72,9562 | 44,75 | 0,3936 | 1,29675 | 7,25 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 74,3675 | 55,43 | 0,1181 | 1,27560 | 8,98 | 0,1417 | 04-005-5594 |
| 81,5490 | 95,47 | 0,4723 | 1,18046 | 15,46 | 0,5668 | 04-005-5594 |
| 83,5936 | 56,73 | 0,3936 | 1,15671 | 9,19 | 0,4723 | 04-005-5594 |
| 84,8436 | 34,25 | 0,6298 | 1,14283 | 5,55 | 0,7557 | 04-005-5594 |
| 87,0823 | 4,34 | 0,3936 | 1,11912 | 0,70 | 0,4723 | 04-005-5594 |

Óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink envejecido

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|---------------|---------------|-----------|-------------|
| 24,1108 | 14,31 | 0,2362 | 3,69122 | 0,81 | 0,2834 | 00-065-0687 |
| 28,2263 | 141,81 | 0,3149 | 3,16169 | 8,05 | 0,3779 | 00-065-0687 |
| 31,4426 | 34,68 | 0,1181 | 2,84522 | 1,97 | 0,1417 | 00-065-0687 |
| 34,2110 | 43,11 | 0,1968 | 2,62106 | 2,45 | 0,2362 | 00-065-0687 |
| 35,2839 | 250,46 | 0,1968 | 2,54378 | 14,22 | 0,2362 | 00-065-0687 |
| 40,6883 | 16,51 | 0,1574 | 2,21751 | 0,94 | 0,1889 | 00-065-0687 |
| 50,2618 | 987,35 | 0,2362 | 1,81530 | 56,07 | 0,2834 | 00-065-0687 |
| 50,7112 | 390,38 | 0,1968 | 1,80027 | 22,17 | 0,2362 | 00-065-0687 |
| 55,4565 | 16,09 | 0,3936 | 1,65694 | 0,91 | 0,4723 | 00-065-0687 |
| 60,1289 | 606,30 | 0,2400 | 1,53760 | 34,43 | 0,2880 | 00-065-0687 |
| 62,8268 | 167,03 | 0,3360 | 1,47791 | 9,49 | 0,4032 | 00-065-0687 |

Óxido de zirconio translucido GC ST en envejecido

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|---------------|---------------|-----------|-------------|
| 24,1948 | 5,95 | 0,3149 | 3,67859 | 0,29 | 0,3779 | 00-065-0686 |
| 28,2097 | 44,75 | 0,1574 | 3,16350 | 2,22 | 0,1889 | 00-065-0686 |
| 31,4111 | 9,00 | 0,3149 | 2,84801 | 0,45 | 0,3779 | 00-065-0686 |
| 34,6944 | 151,54 | 0,2362 | 2,58563 | 7,50 | 0,2834 | 00-065-0686 |
| 35,2765 | 259,13 | 0,1968 | 2,54430 | 12,83 | 0,2362 | 01-075-9648 |
| 41,0278 | 5,13 | 0,7872 | 2,19994 | 0,25 | 0,9446 | 00-065-0686 |
| 50,2577 | 970,77 | 0,2362 | 1,81544 | 48,06 | 0,2834 | 00-065-0686 |
| 50,6960 | 373,20 | 0,2362 | 1,80077 | 18,47 | 0,2834 | 00-065-0686 |
| 60,1212 | 528,80 | 0,2400 | 1,53778 | 26,18 | 0,2880 | 00-065-0686 |
| 62,7883 | 122,70 | 0,2400 | 1,47872 | 6,07 | 0,2880 | 00-065-0686 |

Óxido de zirconio translucido GC HT envejecido

| Pos. [°2θ] | Height [cts] | FWHM Left [°2θ] | d-spacing [Å] | Rel. Int. [%] | Tip Width | Matched by |
|------------|--------------|--------------------|---------------|---------------|-----------|-------------|
| 28,1912 | 23,12 | 0,1968 | 3,16554 | 0,99 | 0,2362 | 00-065-0686 |
| 50,2503 | 1277,88 | 0,2362 | 1,81569 | 54,47 | 0,2834 | 00-065-0686 |
| 50,7218 | 453,81 | 0,1968 | 1,79991 | 19,34 | 0,2362 | 00-065-0686 |
| 55,2871 | 5,18 | 0,3936 | 1,66161 | 0,22 | 0,4723 | 00-065-0686 |
| 60,1137 | 729,46 | 0,2362 | 1,53923 | 31,09 | 0,2834 | 00-065-0686 |
| 62,8108 | 186,03 | 0,2755 | 1,47947 | 7,93 | 0,3306 | 00-065-0686 |

Otro de los mecanismos para aumentar la translucidez de la zircona, es dopar al 3Y-TZP con polietilenamina para prevenir los conglomerados y conseguir una suspensión homogénea o con alúmina para favorecer la uniformidad en el tamaño del grano, mejorar la densidad y minimizar la formación de poros. Así lo estudia Theng (103) añadiendo diferentes porcentajes de polietilenamina y de alúmina. Obtiene la máxima transmitancia con un 0.4% de alúmina y un 0.4% de polietilenamina.

En nuestro estudio obtuvimos mediante espectroscopía de dispersión de rayos X la composición de todos los componentes presentes en cada tipo de cerámica para poder compararla con la composición aportada por la casa comercial.

En el caso del óxido de zirconio HIP y el óxido de zirconio Shrink, encontramos los mismos elementos que aporta la casa comercial, sin embargo, las probetas de zirconio translúcido que hemos utilizado, según los datos aportados por la casa comercial, presentan un 0.20% de alúmina para el zirconio-alúmina GC ST y un 0.05% para el óxido de zirconio-alúmina GC HT, sin embargo, la espectroscopía de dispersión de rayos X no detecta ningún porcentaje de este compuesto en ninguna de las dos cerámicas.

Zirconio HIP post sinterizado DC-Zircon®(DCS Dental AG): datos aportados por la casa comercial

| Elemento | VALOR |
|------------------|--------|
| ZrO_2 / Y_2O_3 | 95%5 |
| Pureza (Zr/Hf/Y) | 99/90% |

Zirconio HIP post sinterizado DC-Zircon®(DCS Dental AG): datos obtenidos en este estudio

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|--------|-----------|---------|---------|
| Y L | 3.42 | 0.8939 | 2.25 | 2.40 |
| Zr L | 148.04 | 0.9075 | 92.60 | 94.75 |
| Hf L | 7.24 | 0.7830 | 4.37 | 2.62 |

Zirconio presinterizado DC-Shrink®(DCS Dental AG): datos aportados por la casa comercial

| Elemento | VALOR |
|--|--------|
| ZrO ₂ / Y ₂ O ₃ | 95%5 |
| Pureza (Zr/ Hf /Y) | 99/90% |

Zirconio presinterizado DC-Shrink® (DCS Dental AG): datos obtenidos en este estudio)

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|--------|-----------|---------|---------|
| Y L | 3.66 | 0.9029 | 2.31 | 2.43 |
| Zr L | 152.70 | 0.9415 | 92.32 | 94.75 |
| Hf L | 8.24 | 0.8730 | 5.37 | 2.82 |

GC Initial Zirconia® ST: datos aportados por la casa comercial

| Elemento | VALOR |
|--|--------|
| ZrO ₂ / Y ₂ O ₃ | 95%5 |
| Pureza (Zr/ Hf /Y) | 99/90% |

GC Initial Zirconia® ST: datos obtenidos en este estudio

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|---------|---------|
| C K | 5.30 | 0.2425 | 15.86 | 36.21 |
| O K | 16.82 | 0.4463 | 0.71 | 46.90 |
| Zr L | 68.32 | 0.8924 | 55.60 | 16.71 |
| Hf L | 1.19 | 0.7411 | 1.17 | 0.18 |

GC Initial Zirconia® HT: datos aportados por la casa comercial

| Elemento | VALOR |
|--------------------------------|-------|
| ZrO ₂ | 92.8% |
| Y ₂ O ₃ | 5.15% |
| Hf | 2.00% |
| Al ₂ O ₃ | 0.05% |

GC Initial Zirconia® HT: datos obtenidos en este estudio

| Element | App | Intensity | Weigth% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|---------|---------|
| C K | 8.63 | 0.2541 | 1.39 | 50.31 |
| O K | 13.25 | 0.4190 | 0.86 | 35.17 |
| Zr L | 66.08 | 0.8955 | 1.18 | 14.39 |
| Hf L | 0.96 | 0.7299 | 0.94 | 0.13 |

Estos resultados, nos llevan a concluir que el aumento de translucidez de las zirconas utilizadas no se debe a la presencia de alúmina.

En la siguiente tabla se recogen de una forma resumida todos los valores que hemos obtenido de las variables analizadas:

| TIPO DE CERÁMICA | ZIRCONIO HIP DC- ZIRCON | ZIRCONIO PRESINTERI ZADO DC- SHRINK | ZIRCONIO- ALÚMINA GC INITIAL ST | ZIRCONIO- ALÚMINA GC INITIAL HT | DISILICATO DE LITIO IPS E.MAX PRESS LT |
|------------------------------------|-------------------------------|--|--|--|---|
| PROPIEDAD | | | | | |
| TRANSMITANCIA | 0.592 | 0.901 | 2.463 | 2.709 | 2.685 |
| σ (MPa) BASAL | 1434.13 | 1142.75 | 1322.75 | 1498.75 | 632.75 |
| σ (MPa) ENVEJECIDO | 2195 | 1246.8 | 1440.88 | 1495 | 732.25 |
| MÓDULO DE WIEBULL BASAL | 2,8522 | 3,6101 | 5,9850 | 7,0863 | 5,5351 |
| MÓDULO DE WIEBULL ENVEJECIDO | 5,6701 | 7,3942 | 5,6701 | 10,8154 | 9,1217 |
| TAMAÑO GRANO (nm) | 782 | 615 | 431 | 506 | 4219 |
| TAMAÑO PORO (μ) | 2.3x0.844 | 1.68x2.73 | 0.563x0.319 | 0.244x0.319 | 0.825x1.256 |
| FASE MONOCLÍNICA BASAL | SI | SI | NO | NO | |
| FASE MONOCLÍNICA ENVEJECIDO | SI | SI | SI | SI | |

Tabla 25. Valores de las variables analizadas para las diferentes cerámicas

VIII. CONCLUSIONES

En función de los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones inherentes al presente estudio *in vitro*, podemos establecer las siguientes conclusiones:

1. El análisis mediante MEB muestra una estructura más homogénea, con menor cantidad de poros, poros de menor tamaño y granos de menor tamaño en las zirconas translúcidas que en las no translúcidas. El estudio cuantitativo de los componentes mediante espectroscopia de dispersión de rayos X muestra que la composición de la cerámica de óxido de zirconio-alúmina GC ST y óxido de zirconio-alúmina HT no coincide con la aportada por la casa comercial.
2. El estudio mediante difracción de rayos X muestra que la cerámica de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink en estado basal es la que más fase cristalina monoclinica tiene seguida de la cerámica de Óxido de zirconio HIP DC-Zircon en estado basal. En las cerámicas de zirconio translúcido en estado basal no se identifica fase monoclinica. Si se identifica en todas las cerámicas tras termociclado, de mayor a menor cantidad de fase monoclinica la cerámica de Óxido de zirconio HIP DC-Zircon, seguida de la cerámica de óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink, la cerámica de Óxido de zirconio translucido GC ST y la cerámica de Óxido de zirconio translucido GC HT envejecido.
3. La cerámica de óxido de zirconio HIP DC-Zircon y óxido de zirconio DC-Shrink, son menos translúcidas que el resto de cerámicas evaluadas en este estudio. No se ha encontrado diferencia significativa en el nivel de translucidez entre las cerámicas de óxido de zirconio-alúmina GC Initial ST, óxido de zirconio-alúmina GC Initial HT y el disilicato de litio IPS e.max Press LT.
4. La cerámica de óxido de zirconio HIP DC-Zircon envejecida por termociclado tiene una resistencia a la flexión significativa mayor que el resto de las cerámicas estudiadas, pero en estado basal, no tiene más

resistencia a la flexión que los zirconios translúcidos. No existe diferencia en la resistencia a la flexión entre el zirconio presinterizado DC Shrink y los zirconios translúcidos, ni estado basal ni tras envejecimiento por termociclado. La cerámica de disilicato de litio tiene una resistencia a la flexión significativa menor que el resto de las cerámicas estudiadas. La resistencia a la flexión en tres puntos no disminuye tras las condiciones de envejecimiento artificial que han sido empleadas en este estudio para ninguna de las cerámicas evaluadas.

5. No existe una relación de causalidad entre el nivel de translucidez y la resistencia a la flexión de las cerámicas estudiadas.

IX. RELEVANCIA CLÍNICA

Es fundamental conocer el mecanismo de fractura de las cerámicas bajo condiciones de carga por lo que se han desarrollado múltiples medios para su conocimiento, como máquinas que simulan la función oral o bien mediante test mecánicos de contacto (104). Los fracasos clínicos de las restauraciones totalmente cerámicas se asocian a su fragilidad y baja resistencia a la fractura (105). Hay que tener en cuenta que el mecanismo de fractura es diferente en las estructuras monocapas que, en estructuras multilaminares de dos o tres capas, donde la fractura es de tipo radial, iniciándose en finas capas de cerámica sometidas al contacto oclusal y que se van extendiéndose lateralmente hacia el exterior a lo largo de la superficie interna de la cerámica. La forma en que los daños evolucionan en el tiempo después de la primera aparición, determinan la tolerancia al daño de la estructura de la restauración, que en el caso de restauraciones multicapas, el daño tiende a confinarse en la capa donde se inicia, sin extenderse a la estructura dentaria remanente (106).

Debido a la amplia oferta y evolución constante de los materiales cerámicos de uso odontológico, se hace fundamental por parte de clínicos y técnicos de laboratorio, conocer cuales reúnen las mejores condiciones en cuanto a comportamiento biomecánico, biológico y estético.

No obstante, seleccionar en cada caso particular el material "ideal", se hace difícil debido a la gran variabilidad de los métodos de ensayo y diseño de las probetas que aparecen en la literatura, además cada una de las empresas que fabrica estos materiales presentan resultados basados en diferentes pruebas, pero el sesgo en los resultados puede llevar a confusión debido a la heterogeneidad de los resultados observados.

Según los valores de resistencia a la flexión y de translucidez que hemos obtenido en este estudio, se podrían emplear cerámicas de óxido de zirconio translúcido en forma monolítica en las restauraciones dentales, por las ventajas frente a los zirconios convencionales, así: conseguir una mayor estética, poder realizar un tratamiento más conservador, minimizar errores al reducir fases y abaratar los costes del tratamiento, ya que todos los valores de resistencia a la flexión están por encima de los valores promedio registrados para las fuerzas de oclusión y presentan un nivel de translucidez que los hacen adecuados para su adecuada integración.

Por lo tanto, los materiales cerámicos en forma monoclinica se proyectan como una opción muy interesante para la realización de restauraciones estéticas y funcionales, por ello se van incorporando al mercado nuevos materiales que presentan características estéticas, mecánicas y biológicas acorde con esta necesidad y que requieren de estudios independientes.

Por consiguiente, el zirconio translucido puede servir como una alternativa conservadora para restauraciones en el sector anterior y posterior, tanto para coronas unitarias como para restauraciones parciales fijas.

Las restauraciones monolíticas requieren espesores de 1,0 mm de grosor oclusal y 0.5mm de paredes axiales por lo que se hace necesario la realización de futuros estudios utilizando probetas con dimensiones lo más similares a las dimensiones de las restauraciones utilizadas clínicamente.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. 2003 Dec 19;8(5):525–46.
2. Clasificación actual de las cerámicas dentales. Vol. 6. RCOE; 2015 May pp. 645–5656.
3. Ceramics y sistemas para restauraciones CAD/CAM: Una revision. 2010 Nov 5;22(1):88–108.
4. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. 2003 Dec 19;8(5):525–46.
5. Ceramics y sistemas para restauraciones CAD/CAM: Una revision. 2010 Nov 5;22(1):88–108.
6. Porcelanas y cerámicas actuales. 1999;4(1):41–54.
7. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. 2007;12(4):253–63.
8. Aplicaciones clínicas de las nuevas tecnologías en restauraciones totalmente cerámicas (I). 2008 May 2;:183–92. Available from: <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=2557331>
9. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. 2007;12(4):253–63.
10. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. 2007;12(4):253–63.
11. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. 2007;12(4):253–63.
12. Ceramics y sistemas para restauraciones CAD/CAM: Una revision. 2010 Nov 5;22(1):88–108.
13. Panorama of dental CAD:CAM restorative systems. 2005 May 2;:507–16. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18935787>
14. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. 2009 Nov 23;4(4):348–80.
15. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic. 2009 Jun 4;4(2):130–51.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

16. Cerámicas de circona para aplicaciones biomédicas. 2003;11:46–52.
17. Ceramic steel? 1975 Dec 25;258(5537):703–4. Available from: <http://www.nature.com/doi/10.1038/258703a0>
18. Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO₂ System. 1972;55(3):152–7.
19. Phase relationships in the zirconia-yttria system. 1975;(10):1527–35.
20. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. 2007 Aug;37(1):1–32. Available from: <http://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
21. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview☆. 2008 Mar;24(3):289–98. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001121>
22. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview☆. 2008 Mar;24(3):289–98. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001121>
23. Ceramic steel? 1975 Dec 25;258(5537):703–4. Available from: <http://www.nature.com/doi/10.1038/258703a0>
24. State of the art of zirconia for dental applications. 2008 Mar;24(3):299–307. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001133>
25. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. The Academy of Dental Materials; 2011 Dec 1;27(12):1279–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.004>
26. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. The Academy of Dental Materials; 2011 Dec 1;27(12):1279–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.004>
27. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview☆. 2008 Mar;24(3):289–98. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001121>
28. Uniones ceramo-metálicas y ceramo-cerámicas: perspectivas futuras. 2004. pp. 106–14. Making White Steel. 2008 Feb 29;1.

30. Consideraciones de las propiedades materiales de la cerámica de núcleo verde. 2006;17(8):447–54.
31. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. 2009 Nov 23;4(4):348–80.
32. State of the art of zirconia for dental applications. 2008 Mar;24(3):299–307. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001133>
33. State of the art of zirconia for dental applications. 2008 Mar;24(3):299–307. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001133>
34. Tissue reaction to three ceramics of porous and non-porous structures. 1972;6(5):347–74.
35. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. 1992;(68):322–6.
36. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years function in monkeys: A clinical and histologic study. 1998;80(5):551–8.
37. Bone Response to Zirconia Ceramic Implants: An Experimental Study in Rabbits. 2003;XXIX:8–12.
38. Bacterial Colonization of Zirconia ceramic Surfaces: An In Vitro and In Vivo Study. 2002;17(6):793–8.
39. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. 2009 Nov 23;4(4):348–80.
40. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. 2008 May;99(5):369–76. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391308600852>
41. State of the art of zirconia for dental applications. 2008 Mar;24(3):299–307. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107001133>
42. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. 2005;33:9–18.
43. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic–resin cement microtensile bond strength. The Academy of Dental Materials; 2011 Oct 1;27(10):1024–30. Available from:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.07.002>

44. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. 2006;34:195–206.
45. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia. Dental Restorative Materials. 2010 Sep 27;115(5):343–52.
46. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. The Academy of Dental Materials; 2011 Jun 1;27(6):590–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.001>
47. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia. Dental Restorative Materials. 2010 Sep 27;115(5):343–52.
48. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. The Academy of Dental Materials; 2011 Dec 1;27(12):1204–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.006>
49. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. The Academy of Dental Materials; 2011 Nov 1;27(11):1111–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.003>
50. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. 1990 Dec 1;69(12):1791–9. Available from: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/00220345900690120201>
51. Consideraciones de las propiedades materiales de la cerámica de núcleo verde. 2006;17(8):447–54.
52. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. The Academy of Dental Materials; 2011 Jun 1;27(6):590–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.001>
53. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. The Academy of Dental Materials; 2011 Jun 1;27(6):590–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.001>
54. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. 2014 Dec 12;Oct-Dic(4):1–9.

Available from: <https://www.google.es/>

55. Translucency of Dental Porcelains. 1980 Mar 3;59(1):70–5.
56. Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. 2008 Mar;58(6):516–9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359646207008068>
57. Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. 2008 Mar;58(6):516–9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359646207008068>
58. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. 2013;5(2):161. Available from: <http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2013.5.2.161>
59. A quantitative assessment of cavities in 3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia specimens containing various grain size. 2002 May 3;28:785–9. Available from: http://www.researchgate.net/publication/248505720_A_quantitative_assessment_of_cavities_in_3_mol_yttria-stabilized_tetragonal_zirconia_specimens_containing_various_grain_size
60. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. 2014;6(6):456. Available from: <http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2014.6.6.456>
61. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. 2007 Aug;37(1):1–32. Available from: <http://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
62. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. 2007 Aug;37(1):1–32. Available from: <http://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
63. Quantification of hydrothermal degradation in zirconia by nanoindentation. 2008 Sep;56(16):4206–16. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359645408003169>

64. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. 2014 Dec 12;Oct-Dic(4):1–9. Available from: <https://www.google.es/>
65. The science behind lithium disilicate: a metal free alternative. 2009 Jun 15;3:112–3. Available from: <https://www.aurumgroup.com/assets/Uploads/Continuum/Vol-23-issue-2.pdf>
66. Properties and Crystallization Phenomena in $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5\text{--Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ and $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5\text{--Sr}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ Glass–Ceramics Via Twofold Internal Crystallization. 2015 Sep 3;3:313. Available from: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fbioe.2015.00122/abstract>
67. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. 2012 Mar 7;17(1):275–84. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-012-0700-x>
68. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. 2012 Nov 8;17(7):1765–72. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-012-0868-0>
69. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. 2012 Mar 7;17(1):275–84. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-012-0700-x>
70. Resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas de tres unidades fabricadas a base de disilicato de litio, alúmina y circonio: estudio de laboratorio. Vol. 5. Revista Internacional de Prótesis estomatológica; 2001 May pp. 382–9.
71. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. 2010 Aug 1;104(2):e63–e71. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60094-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60094-7)
72. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. 2010;29(4):418–24. Available from: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/dmj/2009-074?from=CrossRef>
73. Effect of Surface Conditioning and Taper Angle on the Retention of IPS e.max Press Crowns. 2010 Apr;19(3):200–4. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-849X.2009.00547.x>
74. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. 2010;29(4):418–24. Available from: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/dmj/2009-074?from=CrossRef>

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

75. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicodinámicos. Madrid: Avances Médico Dentales; 1996 Feb pp. 1–1.
76. Propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos. Gaceta Dental; 2003 Feb pp. 76–105.
77. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. 2016 Feb 6;4:289–95.
78. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicodinámicos. Madrid: Avances Médico Dentales; 1996 Feb pp. 1–1.
79. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. 2007;80B(2):317–21. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.b.30599>
80. Microleakage after thermocycling of cemented crowns-A meta-analysis. The Academy of Dental Materials; 2011 Sep 1;27(9):855–69. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.05.002>
81. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. 1998 Dec 16;:89–99.
82. Corrosion of Gold and Amalgam Placed in Contact with Each Other. J Dent Res; 2016 Jun 12;5:1183–97. Available from: <http://jdr.sagepub.com/content/42/5/1183.extract.jpg>
83. Porcelanas y cerámicas actuales. 1999;4(1):41–54.
85. ¿Qué tipo de cerámica debo utilizar? 1980;:1–9.
86. Five-Year Clinical Results of Zirconia frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures. 2007 Jul 23;20:383–8.
87. Effect of Repeated Firings on Microtensile Bond Strength of In-Ceram Alumina with Two Different Veneering Ceramics. 2011 Oct 25;24(6):515–6.
88. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. The Academy of Dental Materials; 2011 Dec 1;27(12):1259–66. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.008>
89. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. The Academy of Dental Materials; 2014 Oct 1;30(10):1195–203. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

90. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. 2014;6(6):456. Available from: <http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2014.6.6.456>
91. Fracture Resistance of Metal Ceramic Restorations with Two Different Margin Designs After Exposure to Masticatory Simulation. 2009 Sep;102(3):172–8. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391309601414>
92. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. Vol. 2. J Prosthet Dent; 2016 Feb pp. 145–50.
93. Efecto de la nitruración en la degradación hidrotérmica de circonia tetragonal policristalina estabilizada con Y2O3. 2004;43(1):47–52.
94. Tribological behaviour of surface nitrided zirconia. 2008 Sep 10;:1–6.
95. Lifetime of Alumina- and Zirconia Ceramics Used for Crown and Bridge Restorations. 2006 Jul 5;3(16):1–5.
96. Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: What is the clinical relevance? Dental Materials. The Academy of Dental Materials; 2014 Jan 1;30(1):33–42.
97. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. 2014;6(6):456. Available from: <http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2014.6.6.456>
98. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. The Academy of Dental Materials; 2014 Oct 1;30(10):1195–203. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
99. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry; 2013 Jul 10;110(1):14–20. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60333-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60333-9)
100. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. 2011 Sep 16;22(11):2429–35. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10856-011-4438-9>

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

101. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. 2013;5(2):161. Available from: <http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2013.5.2.161>
102. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. The Academy of Dental Materials; 2014 Oct 1;30(10):1195–203. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
103. Development of Translucent Zirconia for Dental Crown Applications. 2015 Mar 1;8(3):342–50. Available from: <http://www.scialert.net/abstract/?doi=ajsr.2015.342.350>
104. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. 2001 Nov 14;86:495–510.
105. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. 2004 Jun;20(5):441–8. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564103001489>
106. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. 2001 Nov 14;86:495–510.

PRESUPUESTO:

| | Precio /Unidad | Unidades | TOTAL |
|--|-------------------|----------|---------|
| Óxido de zirconio HIP DC-Zircon | 100€ | 32 | 3200€ |
| Óxido de zirconio presinterizado DC-Shrink | 100€ | 28 | 2800€ |
| Óxido de zirconio-alúmina GC Initial ST | 100€ | 24 | 2400€ |
| Óxido de zirconio-alúmina GC Initial HT | 100€ | 24 | 2400€ |
| Disilicato de Litio e.max Press LT | 80€ | 16 | 1280€ |
| Sesiones MEB | 40€ | 15 | 600€ |
| | | | 12.680€ |

Este estudio ha sido financiado por Argensola Formación S.L.P.

